

**DISEÑO DE UN SISTEMA QUE GENERE UNA ESTIMACIÓN DEL RIESGO DE
DESARROLLAR EL SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO**

**LEONEL DAVID CHAMORRO ARGOTI
SANDRA LILIANA MONCADA DIAZ**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMATICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA-MECATRONICA
SANTIAGO DE CALI
2008**

**DISEÑO DE UN SISTEMA QUE GENERE UNA ESTIMACIÓN DEL RIESGO DE
DESARROLLAR EL SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO**

**LEONEL DAVID CHAMORRO ARGOTI
SANDRA LILIANA MONCADA DIAZ**

Trabajo de grado para optar por el título de:

**Ingeniero Electrónico
Ingeniero Mecatrónico**

**Director
DIEGO FERNANO ALMARIO
Ingeniero Electricista
Máster en Automática**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMATICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA-MECATRONICA
SANTIAGO DE CALI
2008**

Nota de Aceptación:

Aprobado por el Comité de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Ingeniero Electrónico e Ingeniero Mecatrónico.

INGENIERO PAULO CESAR CALVO

Jurado

Santiago de Cali, 04 de Junio de 2008

Quiero dedicar este triunfo a Dios, quien ha sido mi fortaleza, mi aliento y mi refugio en todo momento, agradecerle por su misericordia día a día para con mi vida, por guardarme del mal en muchos momentos y sobre todo por haber pagado el precio mas alto por mi vida, dando la suya en la cruz, Te Amo Jesús. Luego a mis padres Alvaro y Martha, quienes con sus palabras y actitudes de aliento, amor, cariño y esfuerzo me han demostrado la lucha necesaria para salir adelante y lograr todas las metas que me proponga en la vida, doy gracias a Dios por sus vidas, por ser mis padres y por brindarme todo lo que me han brindado, no tengo más palabras que de agradecimiento y amor con ustedes, Dios los bendiga. Luego a mi hermana Diana, quien entre broma y broma me ha brindado muchos momentos de alegría, aunque tengamos un carácter muy diferente tu sabes que te amo y que he tratado de ser ejemplo para tu vida, Dios te bendiga. Luego a cada uno de los familiares que aun están conmigo y a los que ya se han ido; abuelos, abuelas, tíos, tías, primos, primas. Luego a cada una de las personas que se han cruzado en mí camino y que de una u otra forma han ayudado a formar mi carácter.

Leonel David Chamorro Argoti

Dedico este proyecto a Dios por permitirme alcanzar todos mis logros, a Liliana mi mamá quien ha sido la inspiración de mi vida, a mis hermanas Daniela y Leidy por su cariño y admiración, a mi papá Alvaro aunque indiferente se que siempre ha estado conmigo, a Héctor por su compañía incondicional, a toda mi familia y amigos quienes son sinónimo de alegría en mi vida.

Sandra Liliana Moncada Díaz

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios, quien me dio la vida, a mis padres que me apoyaron para estudiar esta carrera, a cada uno de los compañeros y amigos que pude conocer a lo largo de esta carrera, a mi compañera y amiga Sandra, a quien quiero y bendigo con todo mi corazón, teniendo la seguridad de que Dios pronto cumplirá sus sueños y anhelos, luego agradecer a cada uno de los profesores con los que tuve el privilegio de ver clase, al director del proyecto y al jurado calificador.

Leonel David Chamorro Argoti

Agradezco a mi familia, amigos, compañeros y profesores que estuvieron presentes a lo largo de mi formación profesional, enseñándome que la vida esta llena de oportunidades y solo depende de nosotros mismos que se conviertan en realidad.

Sandra Liliana Moncada Díaz

CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	15
INTRODUCCION	16
1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	18
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
1.2 ANTECEDENTES	19
2. JUSTIFICACIÓN	20
3. OBJETIVOS	21
3.1 OBJETIVO GENERAL	21
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
4. MARCO DE REFERENCIA INVESTIGATIVA	22
4.1 MARCO DE REFENCIA FISIOLÓGICO	22
4.1.1 Túnel del carpo.	22
4.1.2 Síndrome del túnel del carpiano.	22
4.1.3 Causas del síndrome del túnel carpiano.	23
4.1.4 Síntomas del síndrome del túnel carpiano.	23
4.1.5 Perspectivas de la NIOSH sobre el túnel carpiano.	24
4.1.6 Fisiología involucrada con el síndrome del túnel del carpo.	24
4.1.7 Variables biomecánicas.	28
4.1.8 Técnicas electro-fisiológicas.	28

4.2 MARCO DE REFERENCIA TECNOLÓGICO	30
4.2.1 Redes de comunicación inalámbricas.	30
4.2.2 Protocolos de comunicación inalámbrica.	31
4.2.3 Nodos inalámbricos.	33
5. DISEÑO CONCEPTUAL.	38
5.1 ACTUALIDAD E IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES.	38
5.2 EVALUACIÓN METODOLÓGICA.	39
5.2.1 Variables biomecánicas.	39
5.2.2 Métodos electro-fisiológicos.	41
5.2.3 Comunicación inalámbrica.	41
5.3 ELECCIÓN COMPARATIVA DE MÉTODOS.	42
5.3.1 Comparación de variables biomecánicas.	42
5.3.2 Comparación de métodos electro-fisiológicos.	43
5.3.3 Comparación de métodos de comunicación inalámbrica.	44
5.4 GENERACIÓN CONCEPTUAL DE POSIBLES SOLUCIONES.	45
5.4.1 Formas de medición de señales en Electromiografía.	45
5.4.2 Métodos de medición de la variable angular.	47
5.4.3 Comunicación por nodos inalámbricos.	50
5.5 SELECCIÓN CONCEPTUAL DE LA SOLUCIÓN MÁS ADECUADA.	50
5.5.1 Medición de señales de electromiografía.	50
5.5.2 Medición de variable angulares.	51
6. DISEÑO A NIVEL DE SISTEMA	53

6.1 EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA ANÁLISIS DE ELECTROMIOGRAFÍA	53
6.1.1 Electrodo de ADInstruments.	53
6.1.2 Electrodo de Delsys.	54
6.1.3 Electrodo de Biometrics.	55
6.1.4 Justificación del electrodo escogido.	57
6.2 EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA ANÁLISIS ANGULAR EN REGIÓN CARPIANA.	57
6.2.1 Electro-Goniómetro de ADInstruments.	58
6.2.2 Electro-Goniómetro de Biometrics Ltd.	60
6.2.3 Justificación del Electro-Goniómetro escogido.	64
6.3 CARACTERIZACIÓN, EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DEL NODO DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICO.	65
6.3.1 Fabricante Crossbow.	66
6.3.2 Fabricante MotelV.	76
6.3.3 Evaluación de las distintas motas según criterios de diseño.	81
7. DISEÑO DETALLADO E INTEGRACIÓN DEL SISTEMA	83
7.1 DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DETALLADA DEL SISTEMA.	83
7.2 ADQUISICIÓN E INSTRUMENTACIÓN PARA EL ANÁLISIS DE ELECTROMIOGRAFÍA.	86
7.2.1 Adquisición de la señal.	86
7.2.2 Caracterización de la señal de electromiografía.	87
7.2.3 Instrumentación para obtener la señal acondicionada de EMG.	88

7.3 DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA ANÁLISIS DE ÁNGULOS.	96
7.4 ESPECIFICACIONES PARA ACOPLAR LAS SEÑALES INSTRUMENTADAS AL NODO TRANSMISOR.	100
7.5 TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN DE DATOS en TinyOS.	101
7.6 INTEGRACIÓN FÍSICA DEL DISEÑO.	105
8. CONCLUSIONES	108
BIBLIOGRAFÍA	110

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Selección de variables biomecánicas	43
Tabla 2. Selección de métodos electro-fisiológicos	44
Tabla 3. Selección de métodos de comunicación inalámbrica	45
Tabla 4. Selección de electrodos para EMG	51
Tabla 5. Selección de elementos de medición angular	52
Tabla 6. Especificaciones técnicas goniómetros de ADInstruments.	60
Tabla 7. Tamaños de los distintos productos de Biometrics.	61
Tabla 8. Tamaño y peso de los distintos diseños de Biometrics.	62
Tabla 9. Características técnicas de los productos de Biometrics.	62
Tabla 10. Valores resistivos del puente de Wheatstone según el tipo de sensor.	64
Tabla 11. Evaluación de aspectos conceptuales y técnico-prácticos de los elementos sensores.	65
Tabla 12. Características de diseño del nodo inalámbrico IRIS.	68
Tabla 13. Características de diseño del nodo inalámbrico MICAz.	71
Tabla 14. Características de diseño del nodo inalámbrico TelosB.	73
Tabla 15. Características de diseño del nodo inalámbrico Imote2.	76
Tabla 16. Condiciones típicas de funcionamiento del modulo.	79
Tabla 17. Condiciones típicas de funcionamiento de la radio frecuencia.	79

Tabla 18. Características de diseño de los nodos inalámbricos Tmote mini.	80
Tabla 19. Evaluación de aspectos conceptuales y técnico-prácticos de los nodos de transmisión inalámbrica.	82
Tabla 20. Características del circuito integrado INA128	90

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Anatomía de la mano	22
Figura 2. Vista axial del carpo	25
Figura 3. Huesos del carpo	26
Figura 4. Vainas sinoviales del carpo	26
Figura 5. Anatomía del túnel carpiano	28
Figura 6. Tipos de electrodos	29
Figura 7. Redes inalámbricas	30
Figura 8. Topología de la red inalámbrica AD-HOC	33
Figura 9. Topología de la red inalámbrica de infraestructura	33
Figura 10. Ejes direccionales de la mano.	40
Figura 11. Medición de ángulos con un goniómetro	48
Figura 12. Electro-goniómetro	49
Figura 13. Medición de ángulos con un potenciómetro rotacional	50
Figura 14. Electrodos de gel de ADInstruments.	54
Figura 15. Conectores para los electrodos de gel de ADInstruments.	54
Figura 16. Sensor activo de EMG fabricado por Biometrics.	56
Figura 17. Goniómetro de ADInstruments referenciado como MLTS700.	58
Figura 18. Goniómetro miniatura de ADInstruments referenciado como MLTS720.	59

Figura 19. Electro-goniómetros de Biometrics.	61
Figura 20. Dibujo básico de un sensor de Biometrics.	62
Figura 21. Puente completo de Wheatstone incorporado en el sensor	63
Figura 22. Tipo de conector para el sensor de Biometrics.	64
Figura 23. Nodo sensor inalámbrico IRIS.	67
Figura 24. Diagrama de bloques del IRIS referenciado como XM2110CA.	68
Figura 25. Nodo sensor inalámbrico Micaz.	69
Figura 26. Diagrama de bloques del MICAz referenciado como MPR2400.	70
Figura 27. Diagrama de bloques del TelosB referenciado como TPR2420.	72
Figura 28. Nodo sensor inalámbrico TelosB.	73
Figura 29. Nodo sensor inalámbrico Imote2.	75
Figura 30. Diagrama de bloques del nodo sensor inalámbrico Imote2.	75
Figura 31. Nodo sensor inalámbrico Tmote Sky.	77
Figura 32. Nodo sensor inalámbrico Tmote mini y Tmote mini plus.	80
Figura 33. Diagrama funcional detallado.	85
Figura 34. Ubicación de los electrodos musculo flexor.	86
Figura 35. Ubicacion de los electrodos musculo extensor.	87
Figura 36. Señal típica de electromiografía.	87
Figura 37. Circuito de simulación del biopotencial	89
Figura 38. Señal simulada del biopotencial.	89

Figura 39. Circuito de conexión del circuito integrado INA128	91
Figura 40. Circuito de amplificación simulado.	92
Figura 41. Conexión de la señal guarda y la señal blindaje.	93
Figura 42. Topología filtro paso alto.	93
Figura 43. Topología filtro paso bajo	94
Figura 44. Circuito de filtrado.	95
Figura 45. Simulación salida señal instrumentada.	96
Figura 46. Circuito divisor y Fuente de alimentación para el sistema.	97
Figura 47. Señal simulada salida del divisor.	97
Figura 48. Etapa de amplificación.	99
Figura 49. Señal obtenida salida de la amplificación.	99
Figura 50. Características de los pines de expansión	100
Figura 51. Estructura de un componente	102
Figura 52. Esquema de programación.	105
Figura 53. Ubicación de circuitos electrónicos.	107
Figura 54. Vista lateral del brazo con guante.	107
Figura 55. Vista dorsal de la mano con Electro-Goniómetro integrado	107

RESUMEN

El propósito de este proyecto es diseñar un dispositivo capaz de dar pautas de prevención del Síndrome del Túnel carpiano, ya que actualmente esta es una de las enfermedades profesionales que más afecta la población laboral, además de afectar los intereses económicos de las empresas donde laboran y las ARP (aseguradoras de riesgos profesionales).

El Síndrome del Túnel Carpiano es una enfermedad mixta que se puede desarrollar por enfermedades metabólicas, neuropáticas y factores de oficio, esta última es la principal causa a tratar en esta investigación. Esta enfermedad profesional se desarrolla con la realización de actividades laborales como repetición, excesos de fuerza, vibración, malas posturas entre otras y se manifiesta con síntomas leves como hormigueo, dolor en la mano afectada, entumecimiento y poca flexibilidad; síntomas que a través del tiempo van empeorando impidiendo la movilización total de la mano. De ahí radica la necesidad de investigación y solución anticipada respecto a este tema.

Este diseño busca integrar la utilización de tecnologías que permitan la medición de las variables sin invadir el espacio laboral, en otras palabras se requiere que el diseño implemente redes de sensores inalámbricos, para así eliminar cualquier obstrucción que se puede producir por el uso de cables en la realización de la tarea.

INTRODUCCION

A través del tiempo el hombre ha venido evolucionando gracias a su afán de conocer, aprender, desarrollar y crear; cambiando todo a su alrededor para satisfacer sus necesidades, sin percatarse, ha dejado en segundo lugar su integridad física; perjudicándola de manera directa en la forma como desempeña sus actividades cotidianas, acciones que traen consigo consecuencias a corto o largo plazo que impiden su total desarrollo como ser humano.

Actualmente uno de los factores donde a menudo se ve reflejada la indiferencia de las personas, es en el ámbito ergonómico a la hora de realizar sus tareas, esto como consecuencia de cumplir rápidamente las actividades asignadas sin percatarse de la manera como las realizan. Por ello hemos decidido incursionar en esta temática centrándonos en uno de los problemas que hoy en día aqueja a cientos de personas el Síndrome del Túnel Carpiano. Esto con el fin de dar pautas a los especialistas de posibles inconsistencias en la salud de los pacientes, mostrando a estos últimos con hechos reales los problemas físicos a los que se pueden conducir.

El síndrome del túnel carpiano es una enfermedad que se produce por la compresión del nervio mediano en el túnel del carpo, túnel ubicado en la parte inferior de la mano por el desarrollo de actividades cotidianas que requieran de excesivas repeticiones, fuerza, vibraciones, cambios de temperatura, además de malas posturas. Este síndrome trae consecuencias mínimas tales como adormecimiento, cosquilleo entre otras, sin embargo sino es tratado a tiempo puede producir la inmovilidad en las manos.

Este problema no solo afecta a la persona que la padece sino que indirectamente afecta el bienestar económico de las compañías involucradas con la persona como lo son la empresa en la que se desempeña laboralmente y la ARP a la que esta afiliada.

Actualmente se estima que este problema afecta a 100 millones de personas a nivel mundial y a nivel regional esta enfermedad ocupa el 27 % de las enfermedades profesionales. Es tratado con la inmovilización de la mano con férulas y terapias. Para casos más avanzados se realiza una cirugía para disminuir la compresión del nervio mediano.

Este proyecto tiene el propósito de diseñar un dispositivo que sea capaz de dar pautas de prevención del síndrome del túnel carpiano. A través de la medición de variables mecánicas y métodos electro-fisiológicos con sensores ubicados en diferentes puntos de la mano. El dispositivo debe ser no invasivo ya que para una toma de datos real debe ser medido en el momento en que la persona desarrolle sus actividades cotidianas.

Una de las características más sobresalientes en esta investigación es que se busca que la medición de las variables no interfiera en la realización de las tareas, por ello se realizara con nodos inalámbricos, lo que significa que no llevara cableado en su estructura. Los datos sensados serán enviados a un computador que se encargara de mostrar los datos a los especialistas.

Aunque este dispositivo no se desarrolla para curar la enfermedad del síndrome del túnel carpiano, nuestro objetivo es lograr concientizar a las personas de los cambios que deben realizar en ciertos hábitos laborales, ergonómicamente hablando; de lo contrario estas personas pueden llegar a padecer una enfermedad que no tiene reversa.

1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El síndrome del Túnel de Carpo es una de las enfermedades que actualmente genera gran impacto en la sociedad según el artículo del Tiempo¹. Un alto porcentaje de trabajadores desarrollan esta patología debido a que durante el desempeño de sus labores cotidianas realizan sobreesfuerzos, repetición de algunas actividades o emplean posturas inadecuadas de sus extremidades superiores.

Los síntomas causados por esta patología son dolor, adormecimiento, cosquilleo y pérdida de fuerza en las manos, síntomas que conllevan a la inhabilitación de ciertas funciones en las personas que la padecen.

En la mayoría de los casos un médico especialista en esta área puede realizar un diagnóstico fácil de la enfermedad. Sin embargo, en casos críticos, la única forma de contrarrestar el problema es realizando una cirugía al paciente, cuyos resultados no siempre son los esperados por lo cual la recuperación de las funciones no es total.

El síndrome del túnel del carpo es un problema que obliga a las empresas y aseguradoras de riesgos profesionales (ARP), a cubrir los gastos de la cirugía e incapacidad del empleado, ya que esta es una enfermedad que se adquiere generalmente en el medio laboral. Por tales razones es importante desarrollar un dispositivo no invasivo que permita monitorear y medir algunas variables mecánicas y fisiológicas del empleado durante el desarrollo de sus prácticas laborales, a partir de ello estimar el riesgo que tiene el empleado de desarrollar el síndrome de Túnel Carpiano. De tal forma que se disminuya el impacto de esta patología en la salud de las personas y en los gastos económicos de las empresas y ARP.

¹ Salud [en línea]: Síndrome del túnel del carpo y dolor de espalda enfermedades más comunes en Colombia. Bogotá: El Tiempo, 2007. [Consultado 17 de octubre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.eltiempo.com/salud/noticias/ARTICULO-WEB-NOTA_INTERIOR-3700040.html

1.2. ANTECEDENTES

El síndrome del túnel del carpiano es una enfermedad que viene aquejando desde hace algún tiempo a varias personas que realizan diferentes actividades, esto se presenta principalmente por la rápida evolución que como sociedad estamos teniendo, aligerando cada una de las actividades a realizar.

Actualmente a nivel local y nacional se ha venido promoviendo diferentes programas de prevención de enfermedades contraídas generalmente por malas posiciones ergonómicas en la realización de tareas laborales. Principalmente se hace fomento a la prevención del síndrome del túnel del carpo ya que según las estadísticas dadas a conocer por el ministerio de protección social² el 27 por ciento del total de casos de enfermedades profesionales, durante 2001 y 2002, correspondió a síndrome del conducto carpiano. De este índice, el 84 por ciento durante el año 2001 y el 78 por ciento en 2002 se presentó en mujeres.

Pero este problema laboral no es preocupante únicamente a nivel nacional ya que se estima que 100 millones de personas a nivel mundial sufren diferentes grados de daño por sobre uso. Estadísticas muestran que el empleo creciente de los computadores, ha hecho que se convierta en la enfermedad profesional más frecuente a nivel mundial.

² Lanza campaña para prevenir enfermedad profesional [en línea]. Bogotá: Presidencia de la República, 2006. [Consultado 20 de septiembre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.presidencia.gov.co/prensa_new/sne/2005/abril/04/21042005.htm

2. JUSTIFICACIÓN

La elaboración de este proyecto es llevado a cabo con el fin de concientizar a las personas, la importancia que tiene la salud y los buenos hábitos ergonómicos, siendo esto relevante en el desarrollo de sus actividades cotidianas. Con mas especificidad lo que se quiere lograr es prevenir la enfermedad profesional que actualmente mas aqueja algunos sectores de la población, el síndrome del túnel carpiano el cual sino es detectado y tratado a tiempo, deteriora el funcionamiento de la mano. Por ello este proyecto esta centrado en el diseño de un dispositivo que permita la medición de algunas variables sin irrumpir en el desarrollo de sus tareas laborales, mostrando los datos de las mediciones de las variables en un PC.

El desarrollo de este proyecto se ve motivado debido a que en el mercado no existe un sistema que realice mediciones en el momento en que el paciente desarrolla sus actividades cotidianas, imposibilitando determinar las consecuencias de la mala ejecución ergonómica de las actividades. El rápido ascenso de las enfermedades laborales como es el caso de síndrome del túnel carpiano no solo afectan la integridad física de la persona, sino que también afecta a la empresa en la cual se desempeña, por causa de las incapacidades laborales y las reiteradas ausencias por parte del trabajador; otra organización afectada por estos problemas son las aseguradoras de riesgos profesionales quienes deben sobrellevar todos los gastos que la enfermedad amerita.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar un sistema que a partir de la medición de variables electro-fisiológicas y biomecánicas genere una estimación del riesgo a desarrollar el síndrome del túnel carpiano.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

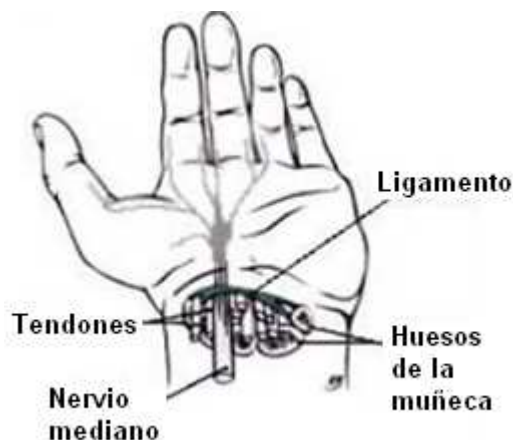
- Obtener conocimiento básico de la temática relacionada con la extremidad superior, haciendo énfasis en el túnel carpiano.
- Analizar diferentes mecanismos de medición adaptables al cuerpo humano.
- Diseñar un sistema que se adapte a las necesidades ergonómicas y laborales del usuario.
- Investigar la implementación de los nodos de sensores inalámbricos en el dispositivo para hacerlo mas portable.

4. MARCO DE REFERENCIA INVESTIGATIVA

4.1. MARCO DE REFERENCIA FISIOLÓGICO

4.1.1. Túnel del carpo. Según Basmajian³ el túnel del carpo es un canal, en la cara palmar de la muñeca, formado por los huesos del carpo, la muñeca y esta cubierto por el ligamento anular. Por este canal se encuentran los tendones flexores de la mano y el nervio mediano (el cual da la sensibilidad a los tres primeros dedos de la mano así como la oposición del pulgar). En la figura 1 se puede apreciar la anatomía fisiológica del túnel carpiano.

Figura 1. Anatomía de la mano



Fuente: Síndrome del túnel carpiano [en línea]: Como prevenir el dolor en sus manos y muñecas. New Jersey: Familydoctor, 2006. [Consultado 20 de Agosto de 2007]. Disponible en Internet: <http://familydoctor.org/online/famdoces/home/common/pain/disorders/023.html>

4.1.2. Síndrome del túnel del carpiano. Según la sociedad colombiana de medicina de trabajo⁴ este síndrome es una neuropatía traumática o compresiva del nervio mediano cuando pasa a través del túnel del carpo a nivel de la muñeca.

³ BASMAJIAN, John. Anatomía. México: Interamericana, 1970. p. 186.

⁴ RODRIGUEZ CORREA, Cástulo. Prevención y diagnostico de las enfermedades profesionales. Bogotá: Sociedad Colombiana de Medicina de Trabajo, 2007. p. 97.

El nervio mediano controla las sensaciones de la parte posterior de los dedos de la mano (excepto el dedo meñique), así como los impulsos de algunos músculos pequeños en la mano que permiten que se muevan los dedos y el pulgar. El túnel carpiano es un pasadizo estrecho y rígido conformado por el ligamento anular y huesos carpianos por donde atraviesan el nervio y los tendones medianos. Algunas veces, el engrosamiento de los tendones irritados u otras inflamaciones estrechan el túnel y hacen que se comprima el nervio mediano.

4.1.3. Causas del síndrome del túnel carpiano. Según Drake⁵ la compresión del nervio se produce por distintas causas que reducen el túnel carpiano o aumentan las estructuras que se encuentran dentro de el, tales como: enfermedades metabólicas (menopausia, embarazo y desequilibrios tiroideos), enfermedades neuropáticas (artritis, osteoartritis y artritis reumatoide) o por enfermedades profesionales (repetición, fuerza excesiva, estrés mecánico, malas posturas, vibraciones y cambios de temperatura).

4.1.4. Síntomas del síndrome del túnel carpiano. Según La Dou⁶ la compresión del nervio mediano produce diversos síntomas que minimizan la participación de la mano en las actividades, con la progresión del síndrome, los pacientes pueden despertar por la noche con dolor o parestesia. Dichos síntomas son nombrados a continuación:

- Entumecimiento en la palma de la mano y los dedos pulgar, medio e índice.
- Dificultad para cerrar la mano
- Sensación de hinchazón en los dedos
- Ardor o cosquilleo en los dedos
- Algunas veces los músculos se pueden atrofiar.

Las personas más propensas a sufrir del túnel carpiano por la realización de actividades profesionales son personas que usan los computadores, carpinteros,

⁵ DRAKE, Richard. Gray anatomía para estudiantes, España: Elsevier, 2006. p. 714.

⁶ LA DOU. Joseph. Medicina laboral y ambiental, 2 ed. México: Editorial manual moderno, 1999. p. 225.

cajeros, empaquetadores, mecánicos y ensambladores de carros⁷.

4.1.5. Perspectivas de la NIOSH sobre el túnel carpiano. La investigación realizada por la NIOSH* se ha basado en métodos para evaluar la sospecha a sufrir del síndrome del túnel carpiano, estos métodos incluyen mediciones directas, observación, auto-informe y categorización de métodos de trabajos. Encontrando que los métodos mas adecuados para la evaluación ergonómica son los métodos de observación y medición, sin embargo consideran que estos métodos tienden a ser costosos y requieren de largos periodos de tiempo.

Algunas de las variables biomecánicas que la NIOSH⁸ considera que deben ser medidas son la repetición, la fuerza, las posturas y la vibración

4.1.6. Fisiología involucrada con el síndrome del túnel del carpo. El síndrome del túnel carpiano ocurre cuando el nervio mediano se comprime. Este nervio es mixto y pertenece a los ramos largos del plexo braquial. Esta formado por las raíces procedentes de los fascículos medial y lateral e inerva la mayor parte de los músculos del grupo anterior del antebrazo y de la región tenar; así como la piel de la parte lateral de la palma de la mano y las porciones distales de los dedos mas laterales. Este nervio procedente del antebrazo pasa a la palma de la mano a través del túnel o conducto carpiano, entre los tendones de los músculos, flexor superficial de los dedos y flexor radial del carpo. una vez esta en el túnel, se divide en sus ramos, los nervios digitales palmares. Debemos recordar que los huesos del carpo en su conjunto forman una especie de bóveda, cóncava acanalada por el lado palmar y convexa por el lado dorsal; conocida como el surco del carpo, el mismo esta limitado por la eminencia radial del carpo y la eminencia ulnar del carpo. entre estas dos eminencia se insertan modo de puente un ligamento conocido como “Retináculo de los músculos flexores”, transformando así el surco en el “túnel del carpo”.⁹

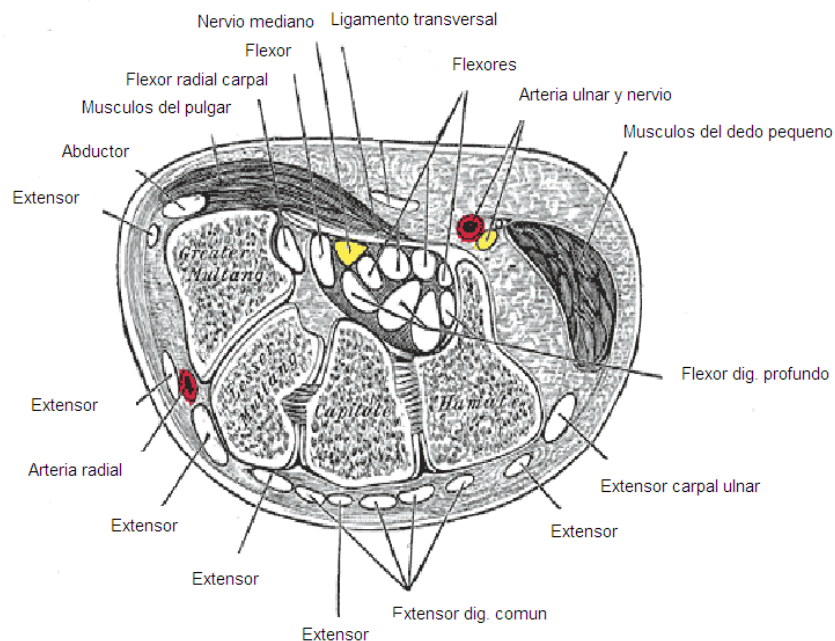
⁷ Ibíd., p. 98.

⁸ Musculoskeletal disorders and workplace factors [en línea]. Washington: NIOSH, 1997. [Consultado 11 de agosto de 2007]. Disponible en Internet: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/ergotxt5a.html>

⁹ Síndrome del túnel carpiano [en línea]. Florida: Wikimedia Foundation, 2006. [Consultado 12 de Febrero de 2008]. Disponible en Internet: http://es.wikipedia.org/wiki/S%C3%ADndrome_del_t%C3%Banel_carpiano

* NIOSH: Instituto Nacional Para la Seguridad y Salud Profesional.

Figura 2. Vista axial del carpo.



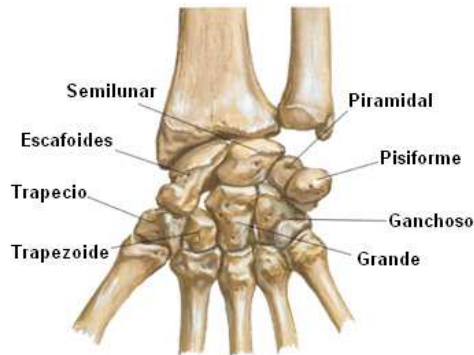
Fuente: Vista axial del carpo [en línea]. Florida: Wikimedia Foundation, 2006. [Consultado 12 de Febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://en.wikipedia.org/wiki/Imagen:Gray422.png>

- **Huesos que delimitan el túnel del carpo.** Según Drake¹⁰ los huesos son el pisiforme, ganchoso, escafoides y trapecio, los cuales forman parte del sistema esquelético de la muñeca llamado carpo, el cual está alineado en dos filas. La primera fila de huesos del carpo está formada desde el radial (lado del pulgar) al cubital (lado del meñique), por escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. La segunda fila de huesos del carpo está formada desde el radial al cubital, por trapecio, trapezoide, hueso grande y ganchoso. Según Basmajian¹¹ todos estos huesos están unidos por múltiples ligamentos, dotando a la muñeca de movimientos de flexión, extensión, desviación radial (abducción) y cubital (aducción).

¹⁰ DRAKE, Op. cit., p. 710.

¹¹ BASMAJIAN, Op. cit., p. 183.

Figura 3. Huesos del carpo.



Fuente: Huesos del carpo [en línea]. Panamá: MedicBlogReloaded, 2006. [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: <http://medicblogreloaded.wordpress.Com/2007/08/26/mnemotecnias-para-anatomia-del-miembro-superior/>.

- **Ligamento que forma el túnel del carpo.** Conocido como el retináculo flexor; según Drake¹² es un ligamento anular anterior al carpo, mide aproximadamente de 3 a 4 centímetros de altura, se fija por dentro en el pisiforme y en el hueso ganchoso, por fuera en el radio y en los tubérculos del escafoides y el trapecio.

Figura 4. Vainas sinoviales de la mano



- **Tendones que atraviesan en túnel del carpo.** Los nueve tendones que pasan a través del túnel del carpo provienen de los músculos ubicados en el antebrazo: cuatro tendones del músculo flexor común profundo de los dedos de la mano, cuatro tendones del músculo flexor común superficial de los dedos de la mano y un tendón del músculo flexor largo del pulgar.

¹² DRAKE, Op. cit., p. 712.

Los músculos del antebrazo transmiten fuerza a la muñeca, manos y dedos. Un grupo de flexores y extensores controla los movimientos de la muñeca, actuando en conjunción con otros músculos de los dedos, radio y cubito. Estos grupos de músculos permiten al brazo y la muñeca doblarse (flexión) y estirarse (extensión) así como moverse hacia fuera (abducción) y hacia el cuerpo (aducción). Los flexores comunes de los dedos y los extensores de los dedos (superficial y profundo), permiten flexionar y extender las falanges unas sobre otras.

El extensor de los dedos es un ancho grupo muscular lateral. Tiene una parte plana que se extiende desde el humero y hacia la mitad inferior del antebrazo, se divide en cuatro tendones que se insertan en las falanges medias y distales de los dedos y no se inserta en el pulgar. Este músculo trabaja para extender todas las articulaciones de los dedos y extiende la muñeca. El músculo flexor profundo de los dedos está situado en el antebrazo. Comienza en la parte interna del cubito, desciende por el antebrazo y se divide en cuatro tendones.

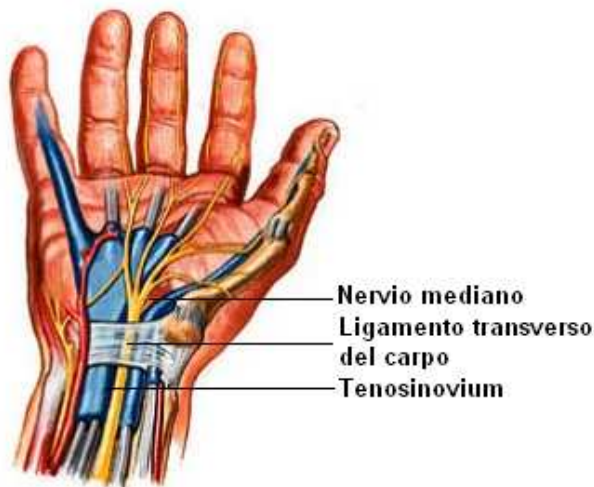
Estos tendones se insertan en la base de las últimas falanges (distales) de los cuatro dedos, todos excepto el pulgar. Este músculo se utiliza para flexionar los dedos, pero solamente después de que el flexor superficial de los dedos se haya contraído. El músculo también contribuye a flexionar la muñeca.

El flexor largo del pulgar es un músculo profundo del antebrazo. Comienza en la caña del radio y la membrana interósea y desciende por el brazo, donde se estrecha en un tendón plano y se inserta en el lado palmar de la base de la falange distal del pulgar. Dobla la última falange del pulgar.

- **Nervio mediano.** Es un nervio raquídeo mixto según Drake¹³, que forma parte del plexo braquial. Nace de dos raíces, una del fascículo lateral, y otra del fascículo medial. El nervio mediano entra en el antebrazo desde la fosa antecubital, avanza entre el músculo pronador redondo, cruza por delante de la arteria cubital y baja entre los flexores superficiales y profundos. Este nervio en la muñeca, se localiza por dentro del tendón del palmar y más profundo que el tendón del palmar menor, atraviesa el túnel del carpo y llega a la mano. El nervio mediano, cuya función es muy importante porque da la sensibilidad a los dedos pulgar, índice, medio y la mitad del anular, además de originar las ramas que proporcionan la movilidad del pulgar, llega a la mano a través del túnel del carpo.

¹³ Ibíd., p. 727.

Figura 5. Anatomía del túnel carpiano.



Fuente: Anatomía del túnel del carpo [en línea]. Santiago de Cali: Fundación Valle del Lili, 2003. [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: [http:// www.valledellili.org/wp-content/uploads/Mano1.bmp](http://www.valledellili.org/wp-content/uploads/Mano1.bmp)

4.1.7. Variables biomecánicas. Las variables biomecánicas son las encargadas de proporcionar información mecánica del cuerpo, de aquellos movimientos del cuerpo que son voluntarios y permiten interactuar con agentes externos. Dentro de ellas se encuentran algunas tales como: repetitividad, fuerza, vibración y postura.

4.1.8. Técnicas electro-fisiológicas. Son técnicas utilizadas en el estudio funcional del sistema nervioso periférico, la placa motriz y del musculo esquelético entre estas técnicas se encuentra: la electromiografía y la velocidad de conducción.

- **Electromiografía.** Es el estudio de los potenciales eléctricos de los músculos. Según Núñez Samper¹⁴ se define como la captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular.

¹⁴ NUÑEZ SAMPER, Mariano. Biomecánica, medicina y cirugía del pie. Barcelona: Masson S.A, 2006. p. 105.

Según Soler¹⁵ las señales electromiograficas muestran el potencial de acción producido por los músculos, y por lo tanto son de mucha utilidad para diagnosticar enfermedades que afectan la función muscular, incluyendo distrofias musculares. De igual forma, cierta información de la EMG puede revelar defectos en la función nerviosa.

Las señales electromiograficas son medidas a través de elementos conductivos o electrodos (invasivos o no invasivos). En el método invasivo el medico inserta un electrodo de aguja en el músculo, mientras que en el método no invasivo el medico coloca electrodos de superficie sobre la piel del musculo de estudio, en ambos casos el electrodo registra el potencial de acción que se genera cuando el músculo esta en reposo y durante las contracciones voluntarias, las cuales son dirigidas por el medico.

Figura 6. Tipos de electrodos



Mientras que en un músculo sano se observa quietud durante el reposo, en los músculos dañados o que han perdido la llegada de señales de las células nerviosas se observa la generación espontánea de un potencial de acción. Durante la contracción voluntaria, los músculos distróficos muestran un potencial de acción muy pequeño, mientras que los músculos miotónicos (que sufren de miotonía) muestran una prolongada sucesión de señales de potencial de acción. Patrones alterados del potencial de acción generado por el músculo, puede indicar defectos en la función nerviosa.¹⁶

¹⁵ SOLER, Fernando. Ingeniería biomédica, Bogotá: Escuela colombiana de carreras industriales: 1999. p. 135.

¹⁶ Taller en clase de procesamiento de señales electro-fisiológicas. Profesores: Carlos Castellón y Paulo Cesar Calvo, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, 2007.

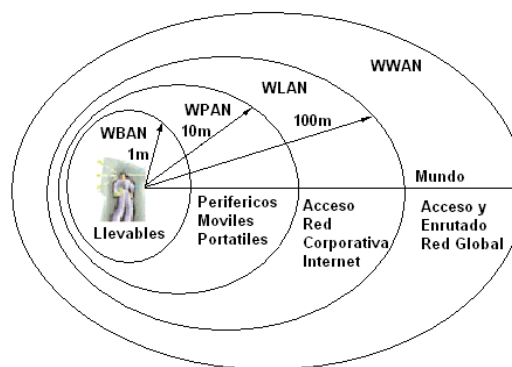
- **Velocidad de conducción nerviosa.** Es una prueba de velocidad de conducción de los impulsos a través del nervio. Según Núñez Samper¹⁷ una de las características de los nervios periféricos es que pueden excitarse mediante la estimulación eléctrica externa y esta excitación se conduce a lo largo de las fibras del nervio.

Es importante saber que el tiempo transcurrido desde el momento del estímulo hasta el tiempo de la respuesta se denomina latencia. Si se estimula un nervio en un punto distal y se registra la respuesta muscular a través de un electrodo colocado en un músculo, puede medirse la latencia. Un estímulo más proximal dará lugar a otra latencia. Esta prueba se realiza estimulando las terminaciones nerviosas de la piel con un electrodo cutáneo, es una prueba dolorosa e incómoda.

4.2. MARCO DE REFERENCIA TECNOLÓGICO

4.2.1. Redes de comunicación inalámbricas. Son aquellas que se comunican sin el uso de cables por medio de ondas electromagnéticas. Según la universidad¹⁸ la red de comunicaciones inalámbricas es usada principalmente para reemplazar los cables de conexión o para la conexión de nodos remotos, las redes inalámbricas se dividen en redes de corto y largo alcance.

Figura 7. Redes inalámbricas



Fuente: GIRALDO, Carlos. Comunicaciones inalámbricas y redes de sensores: Topología AD-HOC. Santiago de Cali. 2006. 1 archivo de computador

¹⁷ NUÑEZ SAMPER, Op. cit., p. 106.

¹⁸ Desarrollo y análisis de una red Ad-Hoc con sensores inalámbricos [en línea]. Catalunya: Universidad politécnica de Catalunya, 2007. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet: <https://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4473/1/amell.pdf>

- **WWAN.** *Wireless Wide Area Network*, redes de alto alcance, esta tecnología es usada en los teléfonos celulares de tercera generación (3G), estas redes son llamadas redes de alta tecnología.
- **WLAN.** *Wireless Local Area Network*, redes de corto alcance, estas son usadas para el acceso móvil de redes en edificios, campos escolares. Su alcance no mayor a 100 metros, estas redes son llamadas redes de área local.
- **WPAN.** *Wireless Personal Area Network*, redes de corto alcance, son un tipo de red de cobertura personal, su área típica de conexión es de 10 metros, estas redes son llamadas redes de área personal¹⁹.

4.2.2. Protocolos de comunicación inalámbrica. son diferentes protocolos implantados por la IEEE para las comunicaciones según información brindada por el profesor Carlos Giraldo.²⁰

- 802.15.1. Este estándar está basado en las especificaciones del Bluetooth.
- 802.15.2. Desarrolló un modelo de trabajo de coexistencia entre la WPAN y la WLAN. Como ambos estándares operan en la misma banda, hay interferencia mutua entre los dos sistemas que pueden producir degradación en el rendimiento de los dispositivos. Existen muchos factores que producen interferencia como son: la cantidad de datos que fluye en cada una de las dos redes, los niveles de potencia de los dispositivos y los diferentes tipos de información con diferentes niveles de sensibilidad. Existen dos mecanismos para la coexistencia de estas dos redes: Colaborador y no-Colaborador. En el mecanismo Colaborador el intercambio de información es entre las dos redes. Aquí intervienen dos métodos diferentes que son acceso al medio inalámbrico alternativo (AWMA) y arbitraje de tráfico de paquetes (PTA). En el mecanismo no-Colaborador se usan métodos que mejoran el rendimiento de ambas redes como son selección y programación de paquetes adaptativos y salto de frecuencias adaptativo.

¹⁹ Wireless Personal Area Network (WPAN) & Home Networking [en línea]. Puebla: Universidad de las Américas, 2003. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/archundia_p_fm/

²⁰ GIRALDO, Carlos. Comunicaciones Inalámbricas y Redes de Sensores. Santiago de Cali. 2006. 1 archivo de computador.

- 802.15.3. Es caracterizado por ser un nuevo estándar para aplicaciones de alta tasas de transferencia (20Mbps o más). Fuera de la alta velocidad, 802.15.3 es diseñado para aplicaciones de bajo consumo y bajo costo. Este estándar es utilizado en dispositivos electrónicos portátiles, aplicaciones multimedia, proyección de imágenes digitales, etc.

- 802.15.4. Investiga y desarrolla soluciones que requieren una baja transmisión de datos y con ello una larga duración de baterías. es caracterizado par establecer transferencia de datos a bajas tasas (velocidades máximas de 200 Kbps) y proporcionar soluciones en donde se necesita una larga vida de la batería (meses hasta años) y baja complejidad. Este estándar es pensado para sistemas de sensores, juguetes, control remotos, automatización del hogar, etc.

- Topologías para redes inalámbricas. Existen dos topologías de redes inalámbricas la AD-HOC o punto a punto y la de Infraestructura.²¹

- AD-HOC. Esta topología es de conexión punto a punto, donde los dispositivos se conectan unos con otros. Este servicio es considerado un servicio básico independiente de bajo costo y flexible, donde la comunicación entre los diferentes nodos no presenta ningún servidor o punto de acceso. Algunas redes AD-HOC vienen integradas con sensores inalámbricos lo que es conocido como sistemas de nodos inalámbricos con sensores que se comunican entre ellos de forma descentralizada.

²¹ Desarrollo y análisis de una red Ad-Hoc con sensores inalámbricos [en línea], Op. cit., Disponible en Internet: <https://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4473/1/amell.pdf>

Figura 8. Topología de la red inalámbrica AD-HOC.



Fuente: GIRALDO, Carlos. Comunicaciones inalámbricas y redes de sensores: Topología AD-HOC. Santiago de Cali. 2006. 1 archivo de computador

- Infraestructura. Se utiliza un dispositivo como punto de acceso, que centraliza la información, y este se ocupa de enviar cada uno de ellos al dispositivo destinatario, en el intercambio de datos se establece una comunicación o intercambio de datos a través de una clave de acceso.²²

Figura 9. Topología de la red inalámbrica de Infraestructura.



Fuente: GIRALDO, Carlos. Comunicaciones inalámbricas y redes de sensores: Topología AD-HOC. Santiago de Cali. 2006. 1 archivo de computador

4.2.3. Nodos inalámbricos. Son elementos computacionales con capacidad de procesamiento, memoria, interfaz de comunicación y puede formar conjuntos de sensores. Estos nodos están compuestos por un transceptor, un procesador, sensores, memoria y batería. Los componentes brindan la opción de comunicación.

²² GIRALDO, Op. cit., 1 archivo de computador.

- **Caracterización de las Redes de sensores inalámbricas (WSN en inglés).** WSN es el acrónimo de *Wireless Sensor Network*, donde cada nodo de dicha red se le denomina *mote* según la universidad de Berkeley²³.

Un “*mote*” es un pequeñísimo dispositivo compuesto de: un microprocesador con memoria, sensor o sensores, una radio de baja potencia y una batería (generalmente, un par de pilas del tipo AA). El alias de “*mote*”, que precisamente se lo asignó la Universidad de Berkeley (USA), viene por el tamaño que se prevé va a tener en unos años, siempre que se cumpla la Ley de Moore, porque será como una “mota de polvo” (tamaño insignificante). De hecho, nos referiremos al mismo también como mota, de forma indistinta. Una mota tiene un alcance máximo de comunicación inalámbrica de hasta 150 metros aproximadamente.

El despliegue de este tipo de redes distribuidas de sensores ofrece varias ventajas (redes auto-organizativas, con gran robustez, diversidad, escalabilidad y mayor densidad espacial de medida) frente a sistemas centralizados y es potencialmente muy útil para aplicaciones importantes para la sociedad, tales como:

- Monitorización del medioambiente (suelos, contaminación, climatología, predicción de incendios forestales, monitorización de cuencas)
- Monitorización de estructuras y predicción sísmica
- Edificios inteligentes
- Monitorización en zonas urbanas y ciudades (monitorización de tráfico, seguridad vial, aparcamiento inteligente)
- Asistencia a personas discapacitadas.
- Reacción inteligente ante catástrofes

Las motas pueden incluir sensores de vibración, temperatura, humedad, presión, así como químicos, biológicos y nucleares. Un valor diferenciador de una mota es el hecho de que admita de forma sencilla la conexión de cualquier tipo de sensor, puesto que los datos que se transfieren son independientes de la gestión de red.

²³ System Architecture for Wireless Sensor Networks [en línea]. Berkeley: Universidad de California, 2003. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.jhlabs.com/jhill_cs/jhill_thesis.pdf

Las redes inalámbricas de motas realizan una comunicación auto-organizativa, en el sentido de que se van pasando su información sensorial y la información que reciben de sus motas vecinas a otras motas hasta que llega a los *motes-Gateway*. Éstas últimas son las motas encargadas de transmitir al servidor de la aplicación la información recopilada por todas las motas de la red. Los *Gateway* están directamente conectados a la red eléctrica, emplean *Bluetooth*, *WLAN*, *Ethernet* e incluso podría ser *Wi-Fi*.

Algunas desventajas que aun presentan este tipo de dispositivos se refieren básicamente a los recursos limitados que presentan sus componentes, por ejemplo: tienen una velocidad de CPU limitada, una capacidad de almacenamiento limitada, así como un ancho de banda de comunicación limitado. Además la vida operativa se determina por su capacidad de conservar la energía (no malgastar la batería). Todas estas limitaciones requieren nuevos diseños hardware, nuevas arquitecturas de red, nuevos algoritmos, nuevas arquitecturas software, todo esto bajo el mismo ideal, que su implementación sea de bajo coste.

En cuanto a fabricantes de este tipo de sensores se han encontrado varios, entre los más destacados se encuentran:

- AVID Wireless
- DUST Networks
- Millenial Net
- CrossBow
- Moteiv
- Shockfish

• **Componentes de una mota.** Descripción de los componentes estructurales generales de las motas.

- La batería. Actualmente tienen una duración aproximada de hasta 1 año realizando una adecuada gestión del tiempo de transmisión y de procesamiento. La vida de las motas depende de la aplicación y de que tan optimizada este la misma. Generalmente son pilas de Níquel-Cadmio. Las baterías empleadas

actualmente son pilas, aunque ya se está investigando energía alternativa a través de la luz e incluso a través de las vibraciones.

- El microprocesador. Su velocidad suele ser de varios Mega hertzios y tiene una RAM bastante reducida (alrededor de los 256 Kbyte para RAM y otros 256 Kbyte para EEPROM).

- La radio. Actualmente, nos encontramos varias alternativas siendo la IEEE 802.15.4 la más prometedora por el amplio respaldo de las industrias a nivel mundial. Emplean diversas bandas de frecuencia de radio: 2.4 GHz con una velocidad de transmisión de 250 Kbps, 915 MHz (banda americana) con una velocidad de transmisión de 40 Kbps y 868 MHz (banda europea) con una velocidad de transmisión de 40 Kbps; tienen un alcance entre 5 y 200 metros, siendo 50 metros lo habitual. *Bluetooth* y la IEEE 802.11b (WLAN) no se emplean en las redes de motas por el alto consumo de energía que conllevan, por el contrario ofrecen velocidades de transmisión de 1 Mbps y 11 Mbps, respectivamente. Sin embargo, se pueden utilizar como punto de acceso o Gateway. Estos hechos van a afectar decididamente en la selección de los fabricantes porque no todos están implementando la IEEE 802.15.4.

- Los sensores. Cada vez son más pequeños, más potentes y consumen menos energía. Como ya hemos comentado, el catálogo de sensores es muy amplio y se puede encontrar fabricantes de diferentes tipos de sensores.

- El software. Se suele emplear el lenguaje NESC (similar al lenguaje C) sobre sistemas operativos empuetrados como el *TinyOS*. No obstante, están surgiendo nuevas plataformas.

Caracterización del sistema operativo TinyOS. El sistema operativo TinyOS, como su nombre lo indica es un reducido núcleo multitarea, útil para pequeños dispositivos, tales como las motas. Es un sistema operativo “event-driven”, quiere decir que funciona a partir de eventos producidos que llamarán a funciones. Ha sido desarrollado para redes de sensores con recursos limitados. El entorno de desarrollo de TinyOS soporta directamente la programación de diferentes microprocesadores y permite programar cada tipo con un único identificador para diferenciarlo, o lo que es lo mismo se puede compilar en diferentes plataformas cambiando el atributo²⁴.

²⁴ TinyOS Documentation Wiki [en línea]. Berkeley: TinyOS, 2008. [Consultado 28 de abril de 2008]. Disponible en Internet: http://docs.tinyos.net/index.php/Main_Page

El sistema TinyOS, sus librerías y aplicaciones, están escritos en NesC, una versión de C que fue diseñada para programar sistemas embebidos. En NesC, los programas están compuestos por componentes que se enlazan para formar un programa completo. Los componentes se enlazan a través de sus interfaces. Estas interfaces son bidireccionales y especifican un conjunto de funciones que están implementadas bien por los proveedores o bien por los que la utilizan. NesC esperará que el código que va a ser generado cree un programa con un ejecutable que contenga todos los elementos del mismo, así como los controladores de las interrupciones del programa de más alto nivel.

5. DISEÑO CONCEPTUAL.

5.1. ACTUALIDAD E IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES.

El síndrome del túnel carpiano es una neuropatía que se produce por la compresión del nervio mediano cuando este pasa a través del túnel del carpo, túnel ubicado en la muñeca. Existen múltiples causas que producen la compresión del nervio mediano, sin embargo, una de las causas que actualmente está generando conmoción por su rápido ascenso es el desarrollo de esta enfermedad en ambientes laborales de condiciones ergonómicas bajas. Algunas causas profesionales que aligeran la aparición de este síndrome son:

- Los movimientos ligeros, frecuentes, y repetitivos de las manos (como escribir a máquina, utilizar un teclado o usar el mouse).
- Los movimientos frecuentes y repetitivos en el agarre (como en algunos deportes o en determinadas actividades físicas).
- Malas posturas en el desarrollo de las actividades.

Actualmente debido a los índices de ascenso, según el ministerio de trabajo y seguridad social²⁵ el 80% de los casos reportados con síndrome del túnel carpiano, el 27% es contraído por causas laborales; se han venido desarrollando sistemas de prevención con normas de ergonomía impuestas para el desarrollo de actividades realizadas con el miembro superior, por entidades encargadas de la seguridad y salud profesional. Estas normas deben ser adoptadas e implementadas por las empresas y principalmente por los trabajadores, sin embargo, para los trabajadores prima la necesidad de rapidez del trabajo haciendo caso omiso a las normas.

Debido a esta problemática se decidió diseñar un dispositivo portable encargado de suministrar pautas del riesgo a sufrir del síndrome del túnel carpiano, demostrando al trabajador con la intervención de un especialista que tan expuesto está a sufrir de este mal, a partir de la medición de variables y el uso de técnicas

²⁵ Lanza campana para prevenir enfermedad profesional [en línea], Op. cit., Disponible en Internet: http://www.presidencia.gov.co/prensa_new/sne/2005/abril/04/21042005.htm

de electrofisiología cumpliendo con ciertos requerimientos nombrados a continuación:

- El dispositivo debe ser portable
- El dispositivo debe ser adaptable a las condiciones físicas del usuario.
- El dispositivo debe medir algunas variables que permitan establecer el riesgo a desarrollar el síndrome del túnel carpiano.
- El dispositivo no debe afectar la integridad física del usuario.
- Debe haber un registro continuo de las variables medidas.
- El especialista debe tener acceso a estas mediciones mediante un PC.
- La comunicación con el PC debe ser inalámbrica.
- La alimentación del dispositivo debe ser autónoma.

5.2. EVALUACIÓN METODOLÓGICA.

Después de consultar y analizar los requerimientos establecidos para el diseño del proyecto de prevención del síndrome del túnel carpiano se empezó a valorar cada una de las posibles variables y métodos que cumpliesen con las necesidades.

Inicialmente se realiza una evaluación de las variables existentes que cumplan con las necesidades de prevención, posteriormente se estudian los métodos electrofisiológicos y finalmente se evalúan los métodos de comunicación inalámbrica.

5.2.1. Variables biomecánicas. Según las investigaciones realizadas por la NIOSH²⁶ existen factores de riesgo profesional, que combinados han dado resultados positivos de la posibilidad a sufrir del síndrome del túnel carpiano. A continuación se dará una descripción de cada uno de estos factores o variables.

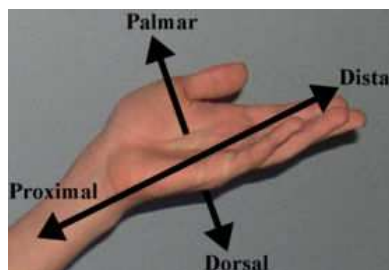
²⁶ Musculoskeletal disorders and workplace factors [en línea], Op. cit., Disponible en Internet: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/ergotxt5a.html>

- **Variable fuerza.** La medición de esta variable aplicada en el ámbito ergonómico fue valorada desde diversos puntos de vista por diferentes opiniones de investigadores, este estudio esta caracterizado en el documento que la NIOSH²⁷ propone sobre los desordenes musculo-esqueléticos como Armstrong y Chaffin quienes en 1979 estudiaron la fuerza por medio de análisis de electromiografía superficial, promediando y clasificando limites de fuerza altos y bajos mediante un punto de corte. Moore y Garg en 1994 realizaron estudios de fuerza mediante el peso de las herramientas y la categorización de la contextura de la población, ajustada por la postura y la velocidad.

Actualmente esta variable puede ser medida por medio de distintos sensores, de los cuales el más usado es el dinamómetro, este dispositivo es medido con un transductor de presión y su desventaja radica en su funcionamiento que consta de la fuerza de agarre que el individuo ejerce sobre el mismo. Otro de los métodos usados para calcular la fuerza ejercida por el individuo se hace mediante un análisis de la señal de electromiografía, mediante una calibración en software se pueden transformar las medidas de EMG en fuerzas.

- **Variable ángulo.** Es un factor que permite la valoración angular de la articulación entre la mano y la muñeca en dos tipos de ejes vertical (palmar y dorsal) y horizontal (distal y proximal).

Figura 10. Ejes direccionales de la mano.



Fuente: Hand directional axes [en línea]. Florida: Wikimedia Foundation, 2007. [Consultado 20 de Abril de 2008]. Disponible en Internet: http://es.wikipedia.org/wiki/Imagen:Hand_Directional_Axes.JPG

- **Variable vibración.** Actualmente el síndrome del túnel carpiano es un trastorno que afecta algunos grupos pequeños de profesionales que utilizan

²⁷ Ibíd., Disponible en Internet: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/ergotxt5a.html>

herramientas vibrantes, tales como los perforadores, los chapistas y los trabajadores forestales.

- **Variable repetitividad.** es una de las variables que mas influye en contraer el síndrome del túnel carpiano según estudios de la NIOSH. Ya que los pacientes que más padecen de esta enfermedad musculoesquelética son los que realizan tareas repetitivas.

5.2.2. Métodos electro-fisiológicos. Dentro de los métodos electro-fisiológicos que según los requerimientos permite determinar la afectación del nervio y muscular es la prueba de electromiografía y la prueba de velocidad de conducción nerviosa.

- **Electromiografía.** Es una prueba que permite determinar el potencial de acción de los músculos o también conocido como señal eléctrica muscular, señal que es proporcional a la fuerza, con esta prueba se puede calcular la fatiga de los músculos que esta relacionado indirectamente con el síndrome del túnel carpiano ya que según Prithvi Raj²⁸ la falta de estudio de los músculos influye para que la cirugía de liberación del túnel carpiano muchas veces no tenga efecto y reincida el dolor. Existen dos métodos para la toma de este examen el método invasivo y el no invasivo. La buena adquisición de los datos en la prueba depende de los electrodos, la amplificación de la señal y el filtrado de la señal

- **Velocidad de conducción nerviosa.** Mediante este método se evalúa la afectación de los nervios periféricos dentro de los que se encuentra el nervio mediano y el nivel de la lesión. Esta prueba es llevada a cabo con la estimulación del nervio por medio de un impulso eléctrico que puede generar molestias en la persona.

5.2.3. Comunicación inalámbrica. Esta comunicación puede ser implementada en diferentes dispositivos por medio de sistemas integrales o sistemas modulares sin variar su funcionamiento.

- **Transmisión de datos mediante microcontroladores.** Desarrollar un sistema de comunicación inalámbrica mediante un microcontrolador, requiere la interconexión de este con otros hardware, como por ejemplo el transceptor. El

²⁸ PRITHVI, Raj; BERNANRD, M. Tratamiento del dolor. España: Elsevier, 2001. p. 443.

término transceptor se aplica a un dispositivo que realiza, dentro de una misma caja o chasis, funciones de transmisión y de recepción, utilizando componentes de circuito comunes para ambas funciones. Dado que determinados elementos se utilizan para la transmisión como para la recepción, la comunicación que provee un transceptor solo puede ser semiduplex, lo que significa que pueden enviarse señales entre dos terminales en ambos sentidos, pero no simultáneamente.

- **Nodos de sensores inalámbricos.** Son herramientas útiles que integran diferentes características que son adaptables a las necesidades, estos dispositivos son encargados de la comunicación (transmisión y recepción) de datos inalámbricamente, tienen la ventaja de ser portables ya que su alimentación se realiza a través de pilas, además de permitir la integración en su estructura de elementos externos sin variar su funcionamiento. Cabe anotar que otra de las grandes ventajas que este dispositivo ofrece es su estructura física ya que es pequeño y liviano.

5.3. ELECCIÓN COMPARATIVA DE MÉTODOS.

Es necesario hacer una comparación detallada de los posibles componentes con el fin de determinar cuáles logran satisfacer los requerimientos de diseño, es decir, ofrecer una robusta solución a la problemática

5.3.1. Comparación de variables biomecánicas. Existen diversos criterios fisiológicos con los cuales se llega a predeterminar si un paciente, de acuerdo a la actividad, demuestra tendencias a desarrollar el síndrome del túnel carpiano. Para evaluar dichos criterios es necesario incurrir en mediciones que nos ofrezcan datos tangibles, que a su vez serán usados como herramientas de predicción del síndrome.

En la tabla (1) se comparan las variables biomecánicas de acuerdo a los riesgos ergonómicos laborales, comparación que determina el nivel de incidencia de cada una de estas variables en establecer pautas preventivas.

Tabla 1. Selección variables biomecánicas.

Criterios de selección	V. fuerza	V. ángulo	V. vibración	V. repetitividad
Posturas de la muñeca y mano	-	+	-	-
Cantidad de movimiento de la muñeca y mano	-	+	-	+
Sobreesfuerzos	+	-	-	-
Ergonomía adecuada	-	+	-	+
Cambios de temperatura	-	-	-	-
Uso de teclados y ratón	-	+	-	+
POSITIVOS	1	4	0	3
NEGATIVOS	5	2	6	3
TOTAL	-4	2	-6	0
ORDEN	3	1	4	2
CONTINUAR	NO	SI	NO	SI

Los valores de selección establecidos en la tabla (1) permiten calificar cuales variables biomecánicas son óptimas para ser usadas en el desarrollo del proyecto. Estos valores son representados así:

Cumple con los criterios: +

No cumple con los criterios: -

De la tabla (1) se deduce que las variables biomecánicas que más incidencia tienen dentro de la solución del proyecto son las variables ángulo y repetitividad, ya que según la cuantificación son las que cumplen con los criterios de evaluación, además son variables que son catalogadas por algunos especialistas en reumatología como es caso del doctor Hermann Gonzales del centro medico Imbanaco²⁹ como variables que generan grandes aportes en la detección del síndrome del túnel carpiano por factores laborales. Cabe anotar que la medición del variable ángulo mostrada en el tiempo permite evaluar la repetición de individuo en su tarea.

5.3.2. Comparación de métodos electro-fisiológicos. Es importante la evaluación del comportamiento muscular encargado de permitir la realización de las actividades de la mano ya que el funcionamiento de la misma recae en gran parte del buen estado de salud del musculo, este análisis es evaluado a partir de mediciones electro-fisiológicas, mediante métodos tales como electromiografía y velocidad de conducción nerviosa.

²⁹ ENTREVISTA con Hermann Gonzales, Medico reumatólogo centro medico Imbanaco. Cali, 16 de Abril de 2008.

A continuación en la tabla (2) se compara cual de los métodos electro-fisiológicos permite establecer con precisión y sin perjudicar la integridad física del usuario, la probabilidad de sufrir del síndrome del túnel carpiano. Esta valoración se realiza de acuerdo a los criterios de selección que más inciden en los requerimientos preliminares.

Tabla 2. Selección de métodos electro-fisiológicos.

Criterios de selección	Electromiografía	Velocidad de conducción nerviosa
Método no invasivo	+	-
Determinación de otras variables	+	-
Registro continuo	+	-
Portabilidad	+	-
Precisión	-	+
POSITIVOS	4	1
NEGATIVOS	1	4
TOTAL	3	-3
ORDEN	1	2
CONTINUAR	SI	NO

Los valores de selección establecidos en la tabla (2) permiten calificar cual de los métodos electro-fisiológicos aporta información significativa para prevenir el síndrome. Estos valores son representados así:

Cumple con los criterios: +
No cumple con los criterios: -

El método de electromiografía recibió una calificación alta a la hora de cumplir los criterios de selección, ya que utiliza un técnica que permite evaluar el estado del musculo y al mismo tiempo los datos de la señal son proporcionales a la medición de la fuerza que ejerce el paciente, abriendo posibilidades de detección del síndrome.

5.3.3. Comparación de métodos de comunicación inalámbrica. Según las necesidades establecidas es necesario una comunicación directa con el PC que muestre las mediciones de los diversos factores integrados en el dispositivo, sin intervenir en la realización de las tareas del paciente. Para ello se han adoptado dos métodos que serán evaluados para seleccionar cual cumple con ciertas características.

Mediante el uso de la tabla (3) se evaluarán los métodos de comunicación vs requerimientos de diseño.

Tabla 3. Selección de métodos de comunicación inalámbrica.

Requerimientos de diseño	Comunicación por microcontroladores	Comunicación por nodos inalámbricos
Diseño integrado	-	+
Menor consumo de potencia	-	+
Facilidad de programación	-	+
Diseño industrial	-	+
Alimentación autónoma	-	+
POSITIVAS	0	5
NEGATIVAS	5	0
TOTAL	-5	5
ORDEN	2	1
CONTINUAR	NO	SI

Los valores de selección establecidos en la tabla (3) permiten calificar cual de los métodos de comunicación inalámbrica presenta un diseño adaptable a las necesidades. Estos valores son representados así:

Cumple con los criterios: +

No cumple con los criterios: -

La comunicación mediante los nodos inalámbricos permite desarrollar un diseño más compacto y portable el cual no interfiere con las tareas a realizar por el usuario, transmitiendo datos confiables, usando la menor cantidad de energía posible y haciendo la transmisión en el tiempo requerido.

5.4. GENERACIÓN CONCEPTUAL DE POSIBLES SOLUCIONES.

Después de seleccionar los métodos que mejor se adaptan a las necesidades se generan una serie de posibilidades dentro de cada una estas, permitiendo evaluar cual es más conveniente para el desarrollo del proyecto.

5.4.1. Formas de medición de señales en Electromiografía. Con el fin de satisfacer los requerimientos establecidos se llega a una etapa importante del proceso, la evaluación de sensores ya que de esta depende la calidad de la información adquirida.

- **Electrodos.** Los electrodos son los encargados de sensar la actividad eléctrica de los músculos. Existen dos tipos de electrodos según Soler³⁰.

³⁰ SOLER, Op. cit., p. 136.

○ Electrodo de aguja: son agujas hipodérmicas finas que contienen un conductor aislado en su totalidad excepto en el extremo, estas se insertan a través de la piel hasta alcanzar las fibras musculares donde registran la actividad bioeléctrica. Los electrodos de aguja son de dos tipos:

- Electrodo monopolar y bipolar: consisten en una aguja de acero inoxidable cubierta en teflón, excepto en la punta. Su diámetro aproximado es de 0.8 mm, con una longitud que varía de 12 a 75 mm y requiere la utilización de un electrodo de superficie como referencia. Esta además, puede ser utilizada para estimular nervios localizados profundamente.

- Electrodo concéntrico: consisten en un cable de platino localizado centralmente dentro de una aguja hueca pero completamente aislado de esta, que hace las veces de electrodo de referencia. Su diámetro externo varía de 0.3 a 1.0 mm y en el centro es de 0.1 mm.

○ Electrodo de superficie. Son normalmente discos metálicos pequeños de aproximadamente 1 cm de diámetro, estos generalmente están constituidos por plata/cloruro de plata y son sensibles a las señales eléctricas procedentes de los músculos superficiales. Existen dos electrodos de superficie que se usan según las necesidades.

- Electrodo seco: Electrodo en barra, y arreglos de electrodos son ejemplos de electrodos secos. Con los electrodos secos es común tener un circuito preamplificador cerca al electrodo, debido a la gran impedancia entre la piel y el electrodo asociada a los electrodos secos. Debido a que los electrodos secos son más pesados (típicamente > 20g) que los electrodos con gel (típicamente < 1g), es más difícil mantener la fijación del electrodo a la piel comparado con los electrodos con gel.

- Electrodo con gel: Los electrodos con gel utilizan un gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Las reacciones químicas de oxidación y reducción toman lugar en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel. El compuesto plata – cloruro de plata (Ag – AgCl) es el más común para la parte metálica de los electrodos con gel y es el tipo de compuesto que recomienda SENIAM³¹ (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-

³¹ Electrode Shape [en línea]. Enschede: SENIAM, 2006. [Consultado 04 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.seniam.org/>

Invasive Assessment of Muscles) La capa de cloruro de plata permite que la corriente emitida por el musculo pase más libremente a través de la juntura entre el gel electrolítico y el electrodo. Esto introduce menos ruido eléctrico en la medida comparado con los equivalentes electrodos metálicos (Ag). Debido a esto, los electrodos de Ag – AgCl son usados en más del 80% de las aplicaciones de EMG de superficie.

5.4.2. Métodos de medición de la variable angular. Con la variable angular es posible detectar los diversos movimientos que realiza el usuario. Actualmente en el mercado existen diferentes dispositivos que se encargan de realizar mediciones angulares en las articulaciones como se muestra a continuación.

La valoración de cada uno de los métodos de medición de ángulos es de gran importancia para investigar cual es el que mejor se adapta a las necesidades. Para el análisis de los distintos aspectos de carga física (posturas, movimientos repetitivos, etc.), en la actualidad existen dos grupos de métodos ampliamente empleados para estudiar y prevenir los trastornos musculo-esqueléticos: los métodos basados en la observación (también llamados indirectos) y los métodos directos.

- **Métodos basados en la observación.** Reciben este nombre aquellos métodos que, al estar basados en guías de observación, permiten obtener conclusiones sobre el nivel de riesgo. Algunos de ellos requieren la atención especializada y continuada de un analista para valorar y clasificar la situación estudiada de acuerdo al método empleado. Ejemplos clásicos son los métodos OWAS, BULA, HAMA y BEBA, entre otros. Además combinan un coste relativamente bajo con una gran capacidad, versatilidad, generalidad y precisión aceptable según Winter³².

Si bien es cierto que esta técnica tiene sus virtudes, entre las que destacan las de ser económica, no interrumpir el trabajo, ser accesible a gran cantidad de personas y que el empleo de material es reducido (papel y lápiz principalmente), también es conocida su principal desventaja, que es su falta de precisión y que presenta una gran variabilidad inter e intra-observacional.

³² WINTER, David. Biomechanics and motor control of human movement. 3 ed. Waterloo: Wiley, 2005. p. 187.

- **Métodos directos.** Los métodos directos son aquellos que permiten analizar las posturas mediante el empleo de instrumentos diseñados para tal fin. Habitualmente, dichos instrumentos pueden ser utilizados de forma manual para medir datos puntuales y concretos (un goniómetro, por ejemplo) o de forma automática acoplándolos a equipos electrónicos de toma de datos (un electrogoniómetro, por ejemplo). Estos últimos se basan en el registro electrónico de datos (generalmente ángulos) a través de sensores colocados en diferentes partes del cuerpo. A pesar de que en la fase de medición los métodos directos requieren menos esfuerzos (en comparación con los métodos indirectos), la fase de análisis de datos es mucho más compleja que en los anteriores. Los métodos directos mas utilizados en medición de posturas son descritos a continuación:

- Goniómetro. Es un sistema de medida utilizado para el análisis pasivo del movimiento articular. Este instrumento puede estar construido de un material metálico o plástico, como el visto en la figura 11, posee un sencillo diseño que consiste en dos brazos móviles milimetrados, unidos a un transportador de ángulos.

Figura 11. Medición de ángulos con un goniómetro



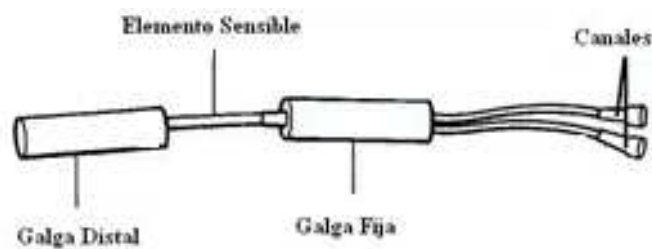
Fuente: Venta de equipo medico y rescate [en línea]: Goniómetro Plástico. San Jose: Melodía Importaciones S.A. 2008 [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.melodiaimportaciones.com/online/modules/shop/index.php?main_page=index&cPath=14_88_159

- Electro-goniómetro. Es un dispositivo de medición de ángulos que basa sus estructuras en dispositivos electrónicos conocidos como galgas extensiométricas según Comin³³, cuyo funcionamiento se encarga de aprovechar el efecto piezorresistivo para medir deformaciones. Ante una variación en la estructura del material de la galga se producirá una variación de su resistencia eléctrica. En síntesis un electro-goniómetro es como se ve en la figura 12, y consta de:

³³ COMIN, Mario. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Valencia: Instituto de biomecánica de Valencia, 1998. p. 81.

- Galga distal y galga fija. Las dos galgas están unidas entre sí de tal forma que es posible regular la distancia entre ambas terminales.
- Transductor. Es el elemento sensible que mide las variaciones de ángulo y las traduce a valores electrónicos.
- Cables conectores. Transmiten la señal eléctrica medida. Cuando hay dos cables, se dice que el electro-goniómetro tiene dos canales.

Figura 12. Electro-goniómetro



Fuente: Carga postural [en línea]: técnica goniométrica. Barcelona: Instituto nacional de seguridad e higiene en el trabajo. 2008. [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.mtas.es/insht/ntp/ntp_622.htm

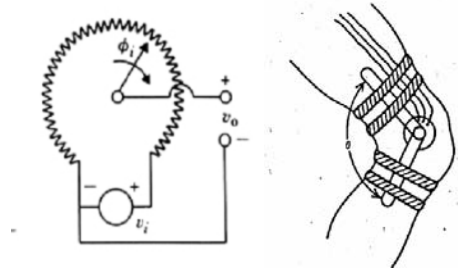
El electro-goniómetro puede ser de eje simple o de dos ejes. Los primeros miden los ángulos en un plano, según sea la rotación de las galgas sobre el eje X-X, es decir, están diseñados específicamente para la medición de movimientos de flexión y extensión. Los segundos permiten la medición de ángulos en dos planos, X-X e Y-Y

- Potenciómetro rotacional. Un potenciómetro rotacional, según el artículo de la Universidad Nacional de Colombia³⁴ es una resistencia eléctrica que cambia en proporción lineal al ángulo de rotación del eje, si el voltaje constante es aplicado entre los terminales del potenciómetro, entonces el voltaje entre el contacto móvil y el contacto fijo es directamente proporcional al ángulo de rotación.

³⁴ Medidas e instrumentación [en línea]: Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, 2006. [Consultado 10 de abril de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/index.html>

En la figura 13 se puede observar un potenciómetro unido a dos brazos articulados fabricados en aluminio, los cuales van fijados a las partes del cuerpo que involucran la articulación.

Figura 13. Medición de ángulos con un potenciómetro rotacional.



Fuente: Measurement of human locomotion [en línea]. Wisconsin: Universidad de ingeniería de Wisconsin, 2003. [Consultado 16 de septiembre de 2007]. Disponible en Internet: <http://ecow.engr.wisc.edu/cgi-bin/get/bme/462/webster/papers2003/measurementofhumanlocomotion-amrishchourasia.doc>

La señal del potenciómetro es amplificada y muestreada antes de ser almacenada en el computador. La exactitud y precisión de estos dispositivos dependen del acondicionamiento mecánico y las propiedades eléctricas del sensor.

5.4.3. Comunicación por nodos inalámbricos. Como se especifico en la elección conceptual de métodos los nodos inalámbricos fueron los seleccionados para ser parte del proyecto, por ello es importante destacar que su participación en el proyecto será evaluada en el diseño a nivel de sistemas, evaluación que será analizada a partir de especificaciones técnicas.

5.5. SELECCIÓN CONCEPTUAL DE LA SOLUCIÓN MÁS ADECUADA.

5.5.1. Medición de señales de electromiografía. Esta señal de la actividad muscular depende en gran parte de la medición que realizan los sensores, bien conocidos como electrodos; estos electrodos deben adaptarse a las necesidades establecidas sin afectar el desarrollo laboral de los pacientes.

En la tabla (4) se valoran los tipos de electrodos con los que se pueden desarrollar las mediciones dependiendo de los criterios de selección establecidos, de acuerdo a las necesidades y requerimientos del diseño del dispositivo.

Tabla 4. Selección de electrodos para EMG.

Criterios de Selección	Electrodos de aguja	Electrodos de superficie
No afecta la integridad física	-	+
Portabilidad	-	+
Precisión	+	-
Adaptabilidad	-	+
POSITIVOS	1	3
NEGATIVOS	3	1
TOTAL	-2	2
ORDEN	2	1
CONTINUAR	NO	SI

Los valores de selección establecidos en la tabla (4) permiten establecer cual de los electrodos de medición de señales cumple con requerimientos establecidos. Estos valores son representados así:

Cumple con los criterios: +

No cumple con los criterios: -

Como se puede abstraer de la selección anterior el electrodo de superficie brinda más posibilidades adaptativas al diseño del dispositivo, brindando comodidad al paciente y más posibilidades de integración en el proyecto.

5.5.2. Medición de variable angulares. Son relevantes para determinar el riesgo de un paciente a desarrollar el síndrome del túnel carpiano, ya que con estas variables se miden las posiciones de la mano en diferentes ejes en el momento en que el usuario desarrolla sus tareas.

En la tabla (5) se evalúan los diferentes métodos de medición vs criterios de selección, enfocados en el diseño del dispositivo.

Tabla 5. Selección del elemento de medición angular.

Criterios de selección	Goniómetros	Electro-goniómetros	Potenciómetro rotacional
Portabilidad	-	+	-
Diseño adaptable	-	+	-
Precisión	-	+	+
Exactitud	-	+	-
POSITIVOS	0	4	2
NEGATIVOS	4	0	3
TOTAL	-4	4	-1
ORDEN	3	1	2
CONTINUA	NO	SI	NO

Los valores de selección establecidos en la tabla () permiten establecer cual de los elementos de medición de ángulos se asemeja a las condiciones de diseño. Estos valores son representados así:

Cumple con los criterios: +

No cumple con los criterios: -

De acuerdo a los valores obtenidos en la tabla se puede determinar que el electro-goniómetro mantiene primacía frente a los otros dos, ya que este elemento realiza mediciones confiables, con la ventaja de dejarse integrar en diferentes diseños.

6. DISEÑO A NIVEL DE SISTEMA

6.1. EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA ANÁLISIS DE ELECTROMIOGRAFÍA

Los electrodos de superficie, como ya se comentó en el diseño conceptual, se dividen o clasifican en electrodos secos y electrodos de gel. En este punto se hablará de tres fabricantes: ADInstruments, Delsys y Biometrics, el primero diseña electrodos de gel, mientras que el segundo y el tercero ofrecen diseños para sensar EMG mediante electrodos secos.

6.1.1. Electrodos de ADInstruments. ADInstruments ofrece electrodos tanto de aguja como de gel, pero en esta sección se tratarán únicamente los electrodos desechables de gel ofrecidos por esta empresa.

La figura 14 muestra un paquete de 100 electrodos desechables de Ag/AgCl ofrecidos por ADInstruments, referenciados como MLA1010³⁵, los cuales pueden ser usados con los conectores MLA2503 que pueden verse en la figura 15, cuyo largo es de 98 cm, con un conector de 4mm³⁶.

³⁵ MLA1010 Disposable ECG Electrodes (100) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA1010/>

³⁶ MLA2503 Shielded Lead Wires (3 Snap-on) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA2503/>

Figura 14. Electrodo de gel de ADInstruments.



Fuente: MLA1010 Disposable ECG Electrodes (100) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA1010/>

Figura 15. Conectores para los electrodos de gel de ADInstruments.



Fuente: MLA2503 Shielded Lead Wires (3 Snap-on) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA2503/>

Según la escuela de ingeniería de Antioquia³⁷ el Ag/AgCl es un electrodo práctico, que consiste en un metal cubierto con una capa delgada de un compuesto iónico (AgCl) soluble de ese metal con un adecuado anión. Toda la estructura esta inmersa en un electrolito que contiene el anión (Cl-) en concentraciones relativamente altas.

6.1.2. Electrodo de Delsys. Delsys ha estado a la vanguardia en desarrollos innovadores en electromiografía desde 1993. Según Delsys el sensor de barra-paralela de EMG es el fundamento para una calidad de señal incomparable, aparte de la consistencia y fiabilidad brindada por sus sistemas de EMG. Entre

³⁷ Electrodo para la medición de biopotenciales [en línea]. Antioquia: Escuela de Ingeniería de Antioquia, 2005. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en internet: <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/2006/Cap5.electrodos.pdf>

los productos ofrecidos se encuentran el sensor diferencial de EMG simple y el sensor diferencial de EMG doble. Delsys³⁸ afirma que con estos productos no es necesario el uso de gel o preparación alguna de la piel, y si la aplicación lo requiere, los sensores pueden ser fijados a la piel; para lo cual traen adhesivos, además, los sensores han sido diseñados con un perfil delgado para evitar que incomoden a la persona que los usa.

Ambos diseños se caracterizan por tener una electrónica activa que optimiza la calidad de la señal según Delsys³⁹, cuya función puede describirse como un preamplificador. El sensor diferencial simple es llamado DE-2.1, mientras que el sensor diferencial doble se identificado como DE-3.1, la diferencia entre ambos radica en que el sensor de tres barras paralelas o DE-3.1 además de detectar la actividad del musculo en interés puede distinguir la actividad del musculo subyacente, como ejemplo puede decirse que si se esta registrando el musculo flexor del antebrazo, el sensor DE-2.1 detecta la actividad del musculo extensor y por tanto en el registro aparece otra señal que no es de interés, mientras que el sensor DE-3.1 si detecta la actividad del musculo extensor y por tanto es capaz de eliminarla.

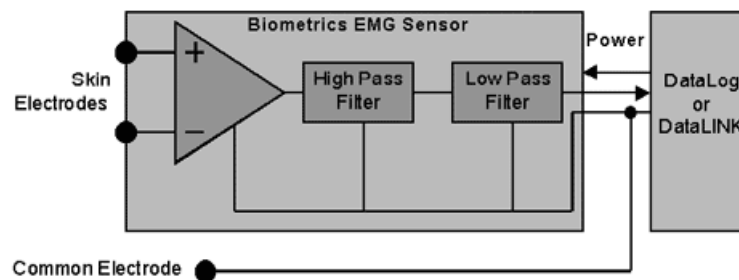
6.1.3. Electrodo de Biometrics. El producto ofrecido por Biometrics⁴⁰ ha sido referenciado como SX230, siendo un sensor que tiene incorporado el diseño de un pre amplificador, cuyo diagrama de bloques es ilustrado en la figura 16, el diseño de la empresa consiste en unos electrodos de superficie secos que se conectan a una pequeña etapa de amplificación con ganancia $G=1000$ y posteriormente a un proceso de filtrado, con el fin de dejar la señal en el rango de frecuencias globalmente establecido y afirmado por la empresa, de 20 a 500 Hz. El bloque en la figura 16 nombrado como DataLog o DataLINK, es un diseño exclusivo de la empresa mediante el cual se adquieren los datos del sensor, por tanto ya no hace parte exclusiva del mismo y no es de interés en el proyecto.

³⁸ Surface EMG Sensors [en línea]. State of Massachusetts: Delsys Incorporated, 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>

³⁹ Surface EMG sensor specification [en línea]. State of Massachusetts: Delsys Incorporated, 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: http://www.delsys.com/Products/EMGSensors_Specifications.html

⁴⁰ Surface EMG [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 26 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Figura 16. Sensor activo de EMG fabricado por Biometrics.



Fuente: Surface EMG [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 26 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Según la empresa es de los pocos diseños que poseen una impedancia de entrada mayor a $10.000.000\text{M}\Omega$ ($10^{12}\Omega$), lo cual significa que en la práctica, la preparación de la piel es muy pequeña, podría decirse que innecesaria, por lo que sin utilizar algún gel o crema aun se obtiene una señal de alta calidad, tanto para aplicaciones estáticas como dinámicas.

Lo único que recomienda Biometrics en el momento de utilizar el sensor SX230 es colocar los electrodos encima de la piel sobre los músculos en interés y ajustar el dispositivo mediante los adhesivos T350 que trae el sensor cuando es comprado.

Para el dispositivo se diseñaron dos tipos de cables, el cable R206 que viene con una venda de muñeca elástica, lo cual facilita su uso, y el cable R306 que viene con el conector estándar de 2mm para conectar a los electrodos.

Algunos beneficios descritos por Biometrics para este sensor son los siguientes:

- Los electrodos diferenciales detectan bajos niveles de señal en un ambiente ruidoso.
- Muy alta impedancia de entrada ($>10.000.000\text{M}\Omega$ ($10^{12}\Omega$)) para minimizar los valores diferenciales debidos a las desigualdades de resistencia en el contacto con la piel. Con otros sistemas comercialmente disponibles este valor de impedancia es significativamente más bajo.

- Un filtro paso-alto para quitar desplazamientos de DC debidos a los potenciales de la membrana. El sensor de Biometrics incluye un filtro de tercer orden (18dB/octava).
- Un filtro paso-bajo para quitar las frecuencias no deseadas por encima de 460Hz.
- El SX230 incluye un filtro elíptico de octavo orden (-60dB a 550Hz).
- Un amplificador de instrumentación de bajo ruido con una proporción de rechazo de modo-común típico de 110dB.

6.1.4. Justificación del electrodo escogido. Después de evaluar los tres fabricantes presentados (ADInstruments, Delsys y Biometrics), se encuentra que los dos últimos, Delsys y Biometrics, ofrecen productos que ya incluyen un preamplificador incorporado, característica que no se considera importante y decisiva en el momento de seleccionar el electrodo a utilizar, ya que serán los estudiantes del presente proyecto quienes diseñen un sistema de amplificación para el biopotencial de EMG. Debido a esto se considera que los elementos sensores para la EMG son los electrodos fabricados por ADInstruments.

6.2. EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA ANÁLISIS ANGULAR EN REGIÓN CARPIANA.

Actualmente, el desarrollo de instrumentos electrónicos para la medición de ángulos en las articulaciones del cuerpo humano es una faceta que muchos fabricantes no han querido abordar. Esto debido a que la mayoría de las investigaciones relacionadas con la medición de ángulos en articulaciones del cuerpo humano buscan corregir o prevenir problemas relacionados con la ergonomía del mismo, campo al cual no se le ha prestado mucho cuidado, y tan solo en los últimos años, debido a distintas situaciones con las aseguradoras de riesgos profesionales, se le esta dando la debida atención.

Es por lo anterior que hacemos referencia a dos fabricantes, que con sus desarrollos buscan mejorar el aspecto ergonómico de distintas partes del cuerpo humano, ADInstruments y Biometrics, el primero enfocado en aspectos de carácter investigativo y de estudio, por lo que sus instrumentos se desenvuelven mejor en ambientes como los laboratorios, mientras que el segundo busca que sus desarrollos sean puestos en practica y que sean aplicables en distintos ambientes

al de un laboratorio, ambientes como el entorno laboral de una persona común son a donde quieren llegar los fabricantes de Biometrics.

6.2.1. Electro-Goniómetro de ADInstruments. ADInstruments ofrece soluciones para adquisición de datos y análisis de los mismos, los cuales pueden ser usados tanto en la investigación científica como en la educación. El producto central es el sistema de adquisición de datos PowerLab, el cual se complementa con LabChart, además de software que proporcionan una adquisición de datos comprensiva como el Scope y LabTutor, esto en su conjunto tiene una amplia gama de aplicaciones.

Dentro de los elementos transductores de ángulos ofrecidos por ADInstruments se encuentran los dos siguientes:

- **Goniómetro MLTS700 (Sensor de ángulo en articulaciones).** El goniómetro MLTS700 visto en la figura 17 es un sensor de ángulo bipolar que tiene un solo grado de libertad, por lo que es ideal para articulaciones como la rodilla y el codo según ADInstruments⁴¹. El ángulo es determinado por la cantidad de luz que atraviesa un par de fibras ópticas que se encuentran a lo largo de su longitud. En su interior contiene un sensor de luz.

Figura 17. Goniómetro de ADInstruments referenciado como MLTS700.



Fuente: Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product/MLTS700/>

⁴¹ Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product/MLTS700/>

- **Goniómetro miniatura MLTS720 (Sensor de ángulo en articulaciones).** El goniómetro miniatura MLTS720 visto en la figura 18 es un sensor flexible que determina el ángulo de pequeñas articulaciones con un solo grado de libertad, según su fabricante⁴² entre las articulaciones que puede sensar se encuentran las de los dedos de la mano y del pie. Debido a su pequeño tamaño, el sensor debe ajustarse con un adhesivo de polímero, logrando así mayor fiabilidad en las mediciones. El polímero puede usarse directamente en la piel, en un guante o en la cinta bio-compatible dada con la compra del sensor. El sensor puede ser conectado a cualquier puerto del sistema de adquisición de datos PowerLab.

Figura 18. Goniómetro miniatura de ADInstruments referenciado como MLTS720.



Fuente: Miniature Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product/MLTS720/>

- **Especificaciones técnicas de goniómetros diseñados por ADInstruments.** Ambos diseños, tanto el goniómetro MLTS700, como el goniómetro MLTS720 están diseñados para proporcionar las mismas características técnicas. La tabla (6) muestra la información brindada por esta empresa sobre estos dos productos.

⁴² Miniature Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product/MLTS720/>

Tabla 6. Especificaciones técnicas de los goniómetros de ADInstruments.

Especificación	Valor
Alimentación	5 a 15 V DC
Escala completa de rango	$\pm 1.0V$ para $\pm 90^\circ$ del movimiento
Salida de voltaje con el sensor recto	$2.5 V \pm 0.2V$
Exactitud	$\pm 2\%$ escala completa
Resolución	0.05 V
Ancho de banda (3dB)	1.0KHz
Temperatura de operación	$-40^\circ C$ a $+70^\circ C$
Longitud del cable	3 m (10')
Peso	45g
Conector	DIN de 8 pines

Fuente: MLTS700 Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLTS700

6.2.2. Electro-Goniómetro de Biometrics Ltd. Los sistemas de adquisición de datos de Biometrics⁴³ toman datos tanto analógicos como digitales de una gama amplia de sensores, además estos sistemas están disponibles para su desarrollo en laboratorios y en ambientes distintos al médico, mediante configuraciones portátiles. Sistemas específicos incluyen instrumentación de precisión y sensores para la adquisición de los datos de análisis de movimiento e incluso análisis de EMG.

Un beneficio importante de los sistemas de Biometrics es que están diseñados para interactuar con sistemas de video, como los sistemas de captura de movimiento. Esto permite que los datos de EMG y goniometría puedan ser adquiridos simultáneamente y de forma sincronizada.

Los sensores de Biometrics se venden separadamente o como parte de sistemas de medida completo. Los sistemas disponibles incluyen la instrumentación para la lectura de ángulo estático y dinámico, adquisición de datos en línea en configuración de 2, 4 o 8 canales, además esta disponible un sistema de adquisición de datos totalmente portátil.

En general no hay ninguna regla fija que diga qué tamaño de sensor es más conveniente para una articulación en particular; esto depende del tamaño del objeto de medición. El sensor debe ser capaz de alcanzar a través de la

⁴³ Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

articulación, de tal forma que los bloques finales del sensor sean ubicados donde existe un mínimo movimiento entre la piel y la estructura esquelética. En ciertas circunstancias más de un tamaño de sensor será apropiado. La tabla (7) sólo se da como guía y se refiere a una población adulta.

Tabla 7. Tamaños de los distintos productos de Biometrics.

JOINT	SENSOR	MEASURED OUTPUT
wrist	SG65	flexion/extension, radial/ulnar deviation
wrist (large)	SG75	flexion/extension, radial/ulnar deviation
forearm	Q150	pronation/supination
elbow	SG110	flexion/extension
ankle	SG110 or SG110/A	dorsiflexion/plantarflexion, inversion/eversion
knee	SG150	flexion/extension
hip	SG150	flexion/extension, abduction/adduction
back	SG150/B	flexion/extension/lateral flexion
neck	SG110	flexion/extension, lateral flexion
neck	Q110	axial rotation
finger DIP, PIP, MCP	F35	flexion/extension

Fuente: Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

La figura 19 muestra los distintos electro-goniómetros de la serie SG de Biometrics, cuya característica principal es que son de dos ejes, lo cual permite realizar mediciones simultáneas de ángulos en dos planos, como lo son la flexión/extensión y la desviación radial/cubital de la muñeca.

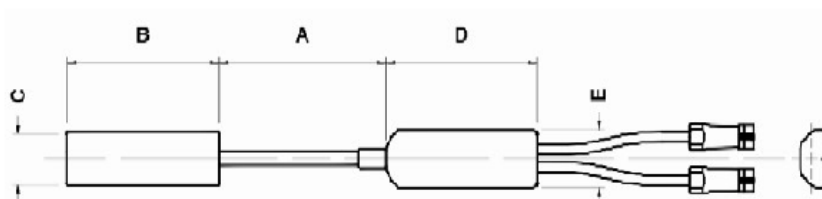
Figura 19. Electro-goniómetros de Biometrics.



Fuente: Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

• **Especificaciones técnicas de electro-goniómetros diseñados por Biometrics.** Todos los electro-goniómetros diseñados por Biometrics presentan las mismas características técnicas, según lo comentado en su página de internet. La figura 20 presenta el diseño básico de un electro-goniómetro y la tabla (8) se basa en la figura 20 para dar a conocer las medidas de los distintos tamaños de electro-goniómetros que son ofrecidos por este fabricante.

Figura 20. Dibujo básico de un sensor de Biometrics.



Fuente: Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Tabla 8. Tamaño y peso de los distintos diseños de Biometrics.

	SG65	SG75	SG110	SG110/A	SG150	SG150B	Q110	Q150	F35
No. de Canales	2	2	2	2	2	2	1	1	1
A máx. (mm)	65	75	110	110	150	110	110	150	35
A mín (mm)	25	30	75	75	130	70	75	130	30
B (mm)	55	60	60	60	70	132	60	70	18
C (mm)	18	18	18	18	18	18	18	18	8
D (mm)	54	54	54	18	54	54	54	54	15
E (mm)	20	20	20	54	20	20	20	20	8
Peso (g)	15	15	17	20	19	25	17	19	8

Fuente: Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

La tabla (9) presenta algunas características brindadas por el fabricante.

Tabla 9. Características técnicas de los productos de Biometrics.

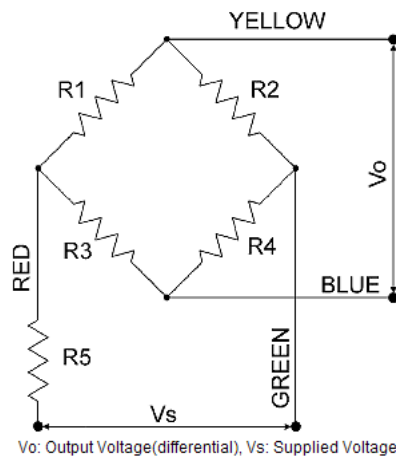
Tipo de transductor	Deformación
Tiempo de vida	600000 ciclos típicamente
Exactitud	$\pm 2^\circ$ Medidos sobre un rango de $\pm 90^\circ$
Repetitividad	$\pm 1^\circ$ Medido sobre un rango de 90°
Rango de temperatura para operación	$+10^\circ\text{C}$ a $+40^\circ\text{C}$
Longitud del cable	42 in ($\cong 1\text{m}$)
Alimentación	-5V a 5V

Fuente: Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Los fabricantes de Biometrics dan una guía sobre cual elemento sensor utilizar dependiendo de la región en la cual se va a situar; para la muñeca recomiendan utilizar la referencia SG65, sensor que es capaz de medir el ángulo de giro de la muñeca en cuanto a flexión, extensión, desviación radial (abducción) y desviación cubital(aducción).

La referencia SG65 utiliza dos canales de transmisión (uno para eje de medida), cada canal se compone de un puente completo de Wheatstone como el visto en la figura 21. La parte pasiva de cada puente se encuentra dentro de los extremos plásticos que componen el sensor, lo cual se encuentra protegido para disminuir la proporción de la relación señal a ruido. Para prolongar la vida de la batería, los sensores pueden energizarse con valores desde los ± 1.0 Vdc, aunque lo mas conveniente es hacerlo con un mínimo de ± 2.0 Vdc, pudiendo llegar hasta los ± 5 Vdc, en cuanto a la corriente nominal 4mA es lo adecuado.⁴⁴

Figura 21. Puente completo de Wheatstone incorporado en el sensor.



Fuente: Connection of Goniometers to Non-Biometrics Instruments [en línea]. Montreal: NexGen Ergonomics Inc, 1997 - 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/bioconnect.html>

La tabla (10) muestra los valores resistivos del puente de wheatstone para cada uno de los sensores.

⁴⁴ Connection of Goniometers to Non-Biometrics Instruments [en línea]. Montreal: NexGen Ergonomics Inc, 1997 - 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/bioconnect.html>

Tabla 10. Valores resistivos del puente de Wheatstone según el tipo de sensor.

Tipo	Valores resistivos		
	R1 / R2 Ohm $\pm 10\%$	R3 / R4 Ohm $\pm 10\%$	R5 Ohm $\pm 10\%$
F35	67	11300	80
SG65	115	11300	20
SG75	110	11300	17
SG110	60	11300	145

Fuente: Connection of Goniometers to Non-Biometrics Instruments [en línea]. Montreal: NexGen Ergonomics Inc, 1997 - 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/bioconnect.html>

A continuación se lista el significado de cada uno de los cuatro terminales del puente de Wheatstone según Motion Lab system⁴⁵, el color se refiere al cable de conexión como es visto en la figura 21 y el número se refiere a la ubicación que tiene el cable en el conector mostrado en la figura 22.

Rojo (4): +V DC
Verde (2): Terminal común o tierra.
Amarillo (1): Terminal de salida V+
Azul (3): Terminal de salida V-

Figura 22. Tipo de conector para el sensor de Biometrics.



Fuente: Motion Lab systems Goniometer Interface [en línea]. Los Angeles: Motion Lab System, Inc, 2005. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.emgsrus.com/prod_access_goniometers.html

6.2.3. Justificación del Electro-Goniómetro escogido. Con el fin de obtener el elemento sensor que mejor se ajuste a las necesidades del proyecto, se decidió implementar una matriz para evaluar aspectos conceptuales y técnico-prácticos de

⁴⁵ Motion Lab systems Goniometer Interface [en línea]. Los Angeles: Motion Lab System, Inc, 2005. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.emgsrus.com/prod_access_goniometers.html

los dos sensores anteriormente comentados. En la elaboración de la tabla (11) se tuvieron en cuenta los aspectos mas relevantes del diseño, como lo son la alimentación del dispositivo, ya que debe ser portable, el peso que tenga el mismo, la sensibilidad y la exactitud, además es de gran importancia valorar que tan portable es el sensor, ya que se desenvolverá en distintos ambientes.

Tabla 11. Evaluación de aspectos conceptuales y técnico-prácticos de los elementos sensores.

		Electro-goniómetro de Biometrics			Electro-goniómetro de ADInstruments		
Criterio de Selección	% Ponderación	Valor	Nota	Criterio Ponderado	Valor	Nota	Criterio ponderado
Alimentación	25	-5 a 5V	4	1	5 a 15V	3	0.75
Sensibilidad	15	10 μ V/d/s	4	0.6	11mV/d	3	0.45
Exactitud	15	$\pm 2^{\circ}\text{C}/90^{\circ}\text{C}$	3	0.45	$\pm 2\%$	3	0.45
Temperatura de operación	5	+10 $^{\circ}\text{C}$ a +40 $^{\circ}\text{C}$	3	0.15	-40 $^{\circ}\text{C}$ a +70 $^{\circ}\text{C}$	4	0.2
Peso	15	15g	5	0.75	45g	3	0.45
Portabilidad	25	--	4	1	--	3	0.75
Total		3.95			3.05		
¿Continuar?		Desarrollar			No		

La ponderación de los criterios se realizo basados en el hecho de que va ser un instrumento que el usuario llevara puesto en su cuerpo, más exactamente en su muñeca, mientras el mismo realiza labores cotidianas, además de aspectos técnicos relevantes en diseños de dispositivos portables.

El resultado de la tabla indica que el sensor que más se aproxima a las necesidades presentadas, es el fabricado por Biometrics, por tal razón es el que se implementará en el análisis de ángulos en la región carpiana o también llamada muñeca.

6.3. CARACTERIZACIÓN, EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DEL NODO DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICO.

Como se comento anteriormente, existen diferentes fabricantes de los nodos de transmisión inalámbrica, algunos presentan diseños embebidos y sin interfaces adicionales de conexión con otros elementos, debido a esto, en el proyecto solo se tuvieron en cuenta los fabricantes que tienen diseños que le permiten a sus productos interactuar con dispositivos externos.

6.3.1. Fabricante Crossbow. Especializada en el mundo de los sensores, es una empresa que desarrolla plataformas hardware y software que dan soluciones para las redes de sensores inalámbricas. Entre sus productos encontramos las plataformas IRIS, Micaz, Imote y TelosB.

• **Caracterización del nodo inalámbrico IRIS.** En la figura 23 se observa la mota IRIS caracterizado por trabajar en la banda de los 2.4 GHz y por su bajo consumo de potencia⁴⁶. La mota IRIS trae nuevas capacidades que refuerzan la funcionalidad global del sensor inalámbrico de Crossbow, algunas se mencionan a continuación:

- Mejoran en tres veces el rango de la radio frecuencia y en dos veces la memoria del programa por encima de algunas motas MICA anteriores*.
- IEEE 802.15.4 conforme al transceptor de RF.
- 2.4 a 2.48 GHz, conforme a la banda globalmente establecida ISM**.
- Proporción en la transmisión de datos de 250kbps.

⁴⁶ IRIS 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/IRIS_Datasheet.pdf

* Las Motas MICA anteriores como MICA2 y MICA2DOT no fueron tenidas en cuenta en el proyecto debido a que no trabajan en la banda de frecuencias ISM.

** ISM (Industrial, Scientific and Medical). Banda reservada internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en áreas industrial, científica y médica. Las bandas ISM fueron definidas por la ITU (Unión internacional de telecomunicaciones) en el artículo 5 de las Regulaciones Radio (RR).

Figura 23. Nodo sensor inalámbrico IRIS.



Fuente: IRIS 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.xbow.com/Products/productdetails.aspx?sid=264>

La figura 24 muestra el diagrama de bloques de la plataforma que contiene el procesador y la radio frecuencia; llamado por los fabricantes⁴⁷ como XM2110CA. Esta plataforma esta basada en el Atmel ATmega1281 (numeral 1 en la figura 24), el cual se trata de un microcontrolador de bajo consumo de potencia que ejecuta MoteWorks (software desarrollado por Crossbow basado en TinyOS) de su memoria flash interior (numeral 2 en la figura 24). Un solo procesador (XM2110) puede configurarse para ejecutar las aplicaciones relacionadas con el sensor, además de las comunicaciones por radio frecuencia (numeral 3 en la figura 24) del mismo en forma simultanea. El IRIS trae consigo 51 pines de expansión que soportan entradas analógicas, I/O Digitales, I2C*, interfaces SPI** y UART***. Estas interfaces facilitan su conexión a una gran variedad de periféricos externos.

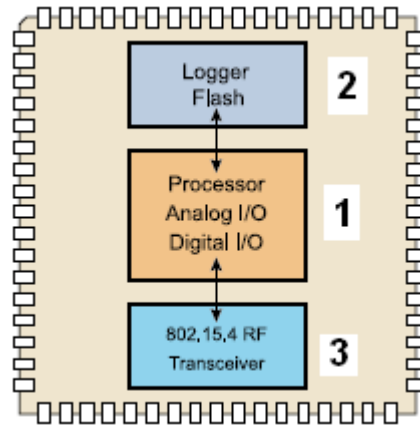
⁴⁷ IRIS 2.4GHz [en línea], Op. cit., Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/IRIS_Datasheet.pdf

* I2C es un bus de comunicaciones serie. Su nombre viene de *Inter-Integrated Circuit* (Circuitos Inter-Integrados).

** SPI (del inglés *Serial Peripheral Interface*) es un estándar de comunicaciones para controlar casi cualquier electrónica digital que acepte un flujo de bits en forma serial regulado por un reloj.

*** UART son las siglas de "Universal Asynchronous Receiver-Transmitter" (en español, "Transmisor-Receptor Asíncrono Universal"). Este controla los puertos y dispositivos serie.

Figura 24. Diagrama de bloques del IRIS referenciado como XM2110CA.



Fuente: IRIS 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/IRIS_Datasheet.pdf

La tabla (12) presenta las características técnicas brindadas por la mota IRIS.

Tabla 12. Características de diseño del nodo inalámbrico IRIS.

Tarjeta Procesadora y RF	XM2110CA	Comentarios
Procesador		
Memoria Flash de Programa	128Kbytes	
Medición serial	512Kbytes	>100000 Medidas
RAM	8Kbytes	
Configuración EEPROM	4Kbytes	
Comunicación Serial	UART	Niveles de transmisión 0-3V
Conversor ADC	10 bit	8 canales 0-3V de entrada
Otras interfaces	I/O digitales, I2C, SPI	
Corriente	8mA	Modo active
	8uA	Modo dormido
Transceptor RF		
Banda de Frecuencia	2405MHz-2480MHz	Banda ISM, programable en pasos de 1MHz
Taza de transmisión	250Kbps	
Potencia de RF	3dBm (Típico)	
Sensibilidad en el receptor	-101dBm (Típico)	
Rechazo de canal adyacente	36dB	+5MHz espacio del canal
	34dB	-5MHz espacio del canal
Rango con espacio libre	>300m	
Rango sin espacio libre	>50m	
Corriente	16mA	Modo receptor
	10mA	Transmisión, -17dBm
	13mA	Transmisión, -3dBm
	17mA	Transmisión, 3dBm
Electromecánica		
Batería	2 baterías AA	
Potencia externa	2.7V – 3.3V	
Interfaz de usuario	3 Leds	
Tamaño (in)	2.25 x 1.25 x 0.25	

Tamaño (mm)	58 x 32 x 7	
Peso (oz)	0.7	Sin baterías
Peso (gramos)	18	Sin baterías
Conectores de expansión	51 pines	La mayoría para señales I/O

Fuente: IRIS 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/IRIS_Datasheet.pdf

• **Caracterización del nodo inalámbrico MICAz.** La figura 25 presenta la estructura física del MICAz, caracterizado por ser un modulo que trabaja en la banda de los 2.4 GHz, y que además tiene la ventaja de habilitarse mediante un sistema de baja potencia. Las principales características se listan a continuación:

- Transceptor de RF según la IEEE 802.15.4
- 2.4 a 2.48 GHz, compatible con la banda globalmente reconocida ISM (industrial, científica, medica).
- Proporción en la transmisión de datos de 250 Kbps
- Conexión y funcionamiento con plataformas de sensores de Crossbow, tarjetas de adquisición de datos y software MoteWorks que posibilitan el desarrollo de aplicaciones personalizadas con la específica característica de baja potencia.

Figura 25. Nodo sensor inalámbrico MICAz.



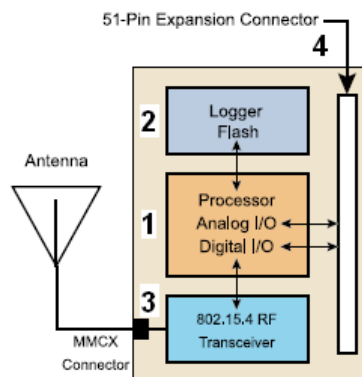
Fuente: MICAz 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAz_Datasheet.pdf

La figura 26 muestra los bloques que conforman la plataforma del procesador y de la RF, llamado MPR2400CA por sus fabricantes. Se basa en un Atmel

ATmega128L (numeral 1 en la figura 26). El ATmega128L es un microcontrolador de baja-potencia que ejecuta Moteworks desde su memoria flash interna (numeral 2 en la figura 26). Un único procesador puede configurarse para ejecutar distintas aplicaciones a la vez, como realizar tareas de procesamiento con las señales de los sensores y comunicar datos a través de la radio frecuencia (numeral 3 en la figura 26). Contiene además un conector de expansión de 51-pines (numeral 4 en la figura 26) que soporta entradas análogas y digitales, I2C, SPI e interfaces UART. Estas interfaces hacen que el MPR2400 sea fácil de conectar a una gran variedad de periféricos externos. El radio del MICAz (MPR2400), en conjunto con el protocolo IEEE 802.15.4 facilitan una alta velocidad de transmisión (250 Kbps) además de seguridad de hardware (AES-128*).⁴⁸

Crossbow ofrece tarjetas con variedad de sensores, además de tarjetas para adquisición de datos. Todas estas tarjetas se conectan al MICAz a través del conector de expansión estándar de 51-pines. Crossbow también pone a disposición tarjetas de sensores y adquisición de datos personalizados.

Figura 26. Diagrama de bloques del MICAz referenciado como MPR2400.



Fuente: MICAz 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAz_Datasheet.pdf

La tabla (13) presenta las características técnicas del MICAz brindadas por el fabricante Crossbow.

⁴⁸ MICAz 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAz_Datasheet.pdf

*AES-Estándar de encriptación avanzado de 128 bits que protege los datos almacenados.

Tabla 13. Características de diseño del nodo inalámbrico MICAz.

Tarjeta Procesadora y RF	MPR2400CA	Comentarios
Modulo		
Memoria Flash de Programa	128Kbytes	
Medición serial	512Kbytes	>100.000 Medidas
Configuración EEPROM	4Kbytes	
Comunicación Serial	UART	Niveles de transmisión 0-3V
Conversor ADC	10 bit	8 canales 0-3V de entrada
Otras interfaces	I/O digitales, I2C, SPI	
Corriente	8mA	Modo active
	<15µA	Modo dormido
Transceptor RF		
Banda de Frecuencia	2400MHz-2483.5MHz	Banda ISM
Tasa de transmisión	250Kbps	
Potencia de RF	-24dBm a 0dBm	
Sensibilidad en el receptor	-90dBm (mínimo), -94dBm (Típico)	
Rechazo de canal adyacente	47dB	+5MHz espacio del canal
	38dB	-5MHz espacio del canal
Rango con espacio libre	75m a 100m	
Rango sin espacio libre	20m a 30m	
Corriente	19.7mA	Modo receptor
	11uA	Transmisión. -10dBm
	14mA	Transmisión. -5dBm
	17.4mA	Transmisión. 0dBm
	20µA	Modo inactivo
	1uA	Modo dormido
Electromecánica		
Batería	2 baterías AA	
Potencia externa	2.7 V – 3.3 V	Mediante PC
Interfaz de usuario	3 led	
Tamaño (in)	2.25 x 1.25 x 0.25	
Tamaño (mm)	58 x 32 x 7	
Peso (oz)	0.7	Sin baterías
Peso (gramos)	18	Sin baterías
Conectores de expansión	Conector 51-pines	

Fuente: MICAz 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAz_Datasheet.pdf

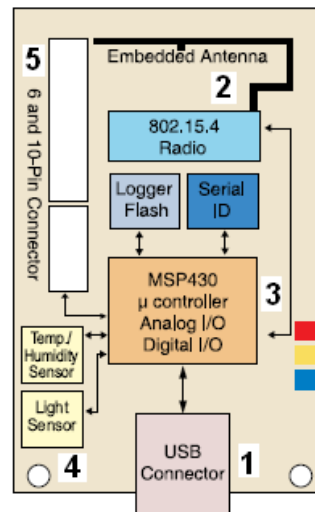
• **Caracterización del nodo inalámbrico TelosB.** La mota TelosB de Crossbow⁴⁹, referenciado como TPR2420 y visto en la figura 27, es una plataforma diseñada para usos experimentales en ambientes investigativos. TPR2420 incluye todo lo esencial para estudios de laboratorio en una sola plataforma: capacidad de programación por USB (numeral 1 en la figura 27), transmisión inalámbrica mediante la tecnología IEEE 802.15.4 con antena integrada (numeral 2 en la figura 27), baja potencia del MCU* con memoria extendida (numeral 3 en la figura 27) y una colección de distintos sensores (numeral 4 en la figura 27).

⁴⁹ TelosB [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

* MCU (microcontroller unit): siglas para referirse al microcontrolador.

TPR2420 da la facilidad para interactuar con dispositivos adicionales. Tiene expansiones para dos conectores de 6 y 10 pines (numeral 5 en la figura 27), además de jumpers que pueden ser configurados para controlar sensores análogos, digitales, conectar distintos periféricos y displays.

Figura 27. Diagrama de bloques del TelosB referenciado como TPR2420.



Fuente: TelosB [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

Otras características de este nodo inalámbrico son:

- IEEE 802.15.4 con transceptor de RF.
- 2.4 a 2.4835 GHz, una banda ISM globalmente compatible.
- Transmisión de datos a 250 Kbps
- Antena integrada en la tarjeta.
- Microcontrolador MSP430 de 8 MHz con 10kB de RAM.
- Bajo consumo de corriente.
- 1MB de memoria flash externa.

- Programación y colección de datos a través de puerto USB.
- Distintos sensores entre los que se incluyen sensor de luz, temperatura y humedad.
- Programación con TinyOS 1.1.11 o superior.

TPR2420 es energizado mediante dos baterías AA según su fabricante⁵⁰. Si el TPR2420 es puesto en el puerto USB del computador, ya sea para programarlo o comunicar datos, la alimentación del mismo es proporcionada por el computador. Si el TPR2420 siempre esta conectado al computador, no es necesario utilizar las baterías adicionales.

Figura 28. Nodo sensor inalámbrico TelosB.



Fuente: TelosB [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

A continuación se presenta la tabla (14) con las características de diseño del dispositivo.

Tabla 14. Características de diseño del nodo inalámbrico TelosB.

Tarjeta Procesadora y RF	TPR2420	Comentarios
Modulo		
Procesador	16 bit RICS	
Memoria Flash de Programa	48Kbytes	
Medición serial	1024Kbytes	
RAM	10Kbytes	
Configuración EEPROM	16Kbytes	
Comunicación Serial	UART	Niveles de transmisión 0-3V
Conversor ADC	12 bit	8 canales 0-3V de entrada
Conversor DAC	12 bit	2 puertos
Otras interfaces	I/O digitales, I2C, SPI	

⁵⁰ TelosB [en línea], Op. cit., Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

Corriente	1.8mA	Modo active
	5.1uA	Modo dormido
Transceptor RF		
Banda de Frecuencia	2400MHz-2483.5MHz	Banda ISM
Taza de transmisión	250Kbps	
Potencia de RF	-24dBm a 0dBm	
Sensibilidad en el receptor	-90dBm (mínimo), -94dBm (Típico)	
Rechazo de canal adyacente	47dB	+5MHz espacio del canal
	38dB	-5MHz espacio del canal
Rango con espacio libre	75m a 100m	
Rango sin espacio libre	20m a 30m	
Corriente	23mA	Modo receptor
	21uA	Modo inactive
	1uA	Modo sleep
Electromecánica		
Batería	2 baterías AA	
Interfaz de usuario	USB	V1.1 o mayor
Tamaño (in)	2.55 x 1.24 x 0.24	
Tamaño (mm)	65 x 31 x 6	
Peso (oz)	0.8	Sin baterías
Peso (gramos)	23	Sin baterías
Conectores de expansión	2 conectores, jumpers	Conector de 6 pines y conector de 10 pines

Fuente: TelosB [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

- **Caracterización del nodo inalámbrico Imote2.** El Imote2, cuyo diagrama es mostrado en la figura 29, es uno de los últimos nodos inalámbricos diseñados por Crossbow⁵¹, por tanto es de los más avanzados. Esta construido para un bajo consumo de potencia a través de la CPU PXA271 XScale, también integra una radio frecuencia a través del protocolo IEEE 802.15.4. Se trata de un diseño modular que permite conectores de expansión en ambos lados de la tarjeta. Los conectores de encima proporcionan un juego estándar de señales I/O para tarjetas de expansión básicas. Los conectores de abajo proporcionan interfaces adicionales de alta velocidad, para aplicaciones específicas de I/O, en este punto también es posible conectar un modulo para una caja de baterías.

⁵¹ Imote2 [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

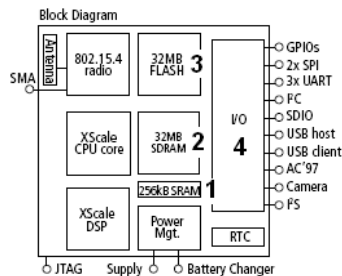
Figura 29. Nodo sensor inalámbrico Imote2.



Fuente: Imote2 [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

El Imote2 contiene una CPU Marvell PXA271 según su fabricante⁵², cuyo diagrama de bloques es mostrado en la figura 30. Este procesador puede operar a un voltaje mínimo de 0.85V y a una frecuencia de 13MHz, habilitando el funcionamiento del mismo con un valor muy bajo de potencia. La frecuencia puede ser escalada de 13MHz a 416MHz con el escalado dinámico de voltaje. El procesador tiene varios modos para operar con bajo consumo de potencia, como el "sueño" y el "sueño profundo". El PXA271 es un módulo multichip que incluye tres chips en un solo paquete, la CPU con SRAM de 256kB (numeral 1 en la figura 30), SDRAM de 32MB (numeral 2 en la figura 30) y flash de 32MB (numeral 3 en la figura 30). Además integra muchas opciones de entrada/salida que lo hacen sumamente flexible en soportar diferentes sensores e interfaces. Algunas opciones de I/O (numeral 4 en la figura 30) son I2C, 2 puertos seriales síncronos (SPI) uno de los cuales se dedica a la radio frecuencia, 3 UARTs de alta velocidad, GPIOs, SDIO, cliente y organizador de USB, AC97 e interfaz de códec de audio I2S, un puerto infrarrojo, PWM, una Interfaz para cámara y un bus de alta velocidad.

Figura 30. Diagrama de bloques del nodo sensor inalámbrico Imote2.



Fuente: Imote2 [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

⁵² Ibíd., Disponible en Internet:

http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

La tabla (15) presenta las características técnicas brindadas por el fabricante Crossbow.

Tabla 15. Características de diseño del nodo inalámbrico Imote2.

Tarjeta Procesadora y RF	IPR2400	Comentarios
CPU		
Procesador	Marvell PXA271	
Memoria SRAM	256KB	
Memoria SDRAM	32MB	
Memoria FLASH	32MB	
Consumo Potencia		
Corriente en modo "sueño profundo"	390µA	
Corriente en modo activo	31 mA	13MHz, radio off
Corriente en modo activo	44 mA	13MHz, radio TX/RX
Corriente en modo activo	66 mA	104MHz, radio off
Transceptor RF		
Transceptor	TI CC2420	
Banda de Frecuencia	2400MHz-2483.5MHz	Banda ISM
Tasa de transmisión	250Kbps	
Potencia de RF	-24dBm a 0dBm	
Sensibilidad en el receptor	-94dBm	
Rango(línea de vista)	30m	Con antena integrada
I/O		
USB cliente, USB host		
UART 3x, GPIOs, I2C, SDIO, SPI 2x, I2S, AC97, Cámara		
Alimentación		
Caja de baterías	3 baterías AAA	
Voltaje USB	5.0 V	
Voltaje de batería	3.2 – 4.5 V	
Cargador de baterías Li-Lon		
Electromecánica		
Dimensiones	36mm x 48mm x 9mm	
Peso	12g	

Fuente: Imote2 [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

6.3.2. Fabricante MotelV. Joseph Polastre, antiguo doctorando de un grupo de trabajo de la Universidad de Berkeley formó la compañía MotelV. Ha desarrollado la plataforma Tmote Sky y Tmote mini.

- **Caracterización del nodo inalámbrico Tmote Sky.** La estructura física del Tmote Sky⁵³ es mostrada en la figura 31, caracterizado por ser una plataforma para aplicaciones en redes de sensores de muy bajo consumo y alta recolección

⁵³ Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

de datos. Lleva integrados tanto los sensores como la radio, la antena y el microcontrolador, además puede ser fácilmente programado.

Figura 31. Nodo sensor inalámbrico Tmote Sky.



Fuente: Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

Las operaciones de baja energía en las Tmote Sky son realizadas gracias al microcontrolador MSP430 F1611. Este procesador RISC* de 16 bits consume muy pocas baterías tanto en el estado activo como durante el sueño o hibernación. Para reducir al máximo este consumo, permanece en modo sueño durante la mayoría del tiempo, se despierta tan rápido como puede, para procesar y enviar, y luego vuelve a dormirse, según el fabricante⁵⁴.

Utiliza un controlador USB de FTDI** para comunicarse con el ordenador y maneja una radio Chipcon CC2420, la cual es un estándar IEEE 802.15.4 que provee una fiable comunicación inalámbrica para WSN. La radio tiene la posibilidad de enviar datos a muy alta frecuencia. El microcontrolador se comunica con la antena a través del puerto SPI y puede apagarlo para las operaciones de baja energía.

⁵⁴ Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

* RISC (del inglés Reduced Instruction Set Computer), Computadora con Conjunto de Instrucciones Reducido. Su filosofía es diseñar conjuntos de instrucciones pequeños y simples que toman menor tiempo para ejecutarse.

** FTDI: Future Technology Devices International Ltd, especialistas en periféricos USB.

La antena interna “Invertid –F micro strip” es una antena seudo-omnidireccional que puede alcanzar los 50 metros dentro de un edificio y los 125 en el exterior.

Tmote Sky puede ser energizado por dos baterías AA según el fabricante⁵⁵. El módulo fue diseñado para ser utilizado con o sin la caja de baterías. El módulo puede trabajar en el rango en el que operan las dos baterías AA, de 2.1 a 3.6V DC, sin embargo el voltaje debe ser por lo menos 2.7V cuando se programe el microcontrolador o la memoria flash externa. Si el módulo USB del Tmote Sky es usado para programar o comunicar, recibirá la alimentación del PC. El voltaje de operación con la mota conectada al PC por el puerto USB es de 3V. Si el Tmote siempre va a estar conectado al puerto USB, no es necesaria la batería adicional.

El conector de expansión de 16-pines puede proporcionar la alimentación al módulo. Por ninguna razón el voltaje de entrada debe exceder los 3.6V, si esto sucede puede dañarse el microcontrolador, el radio transceptor, u otros componentes.

Las características esenciales de Tmote Sky son:

- Transmisor Chipcon inalámbrico de 250Kbps 2.4GHz IEEE 802.15.4.
- Interactúa con otros dispositivos IEEE 802.15.4.
- Microcontrolador MSP430 Texas Instruments de 8MHz (10Kb de RAM y 48 Kb de Flash).
- ADC, DAC, supervisor de voltaje y controladora DMA integrada.
- Antena, sensores de humedad, temperatura y luz.
- Muy bajo consumo.
- Rápido en despertar del sueño (<6 μ s).
- Hardware para encriptación y autenticación de la capa de enlace.
- Programación y recogida de datos por USB.

⁵⁵ Ibíd., Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

- 16 pines para soportar una expansión y conector de antena opcional SMA.
- Ayuda de TinyOS: enrutamiento de malla e implementación de las comunicaciones.

Además las tablas (16) y (17) complementan la información mencionada.

Tabla 16. Condiciones típicas de funcionamiento del modulo.

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage	2.1		3.6	V
Supply voltage during flash memory programming	2.7		3.6	V
Operating free air temperature	-40		85	°C
Current Consumption: MCU on, Radio RX		21.8	23	mA
Current Consumption: MCU on, Radio TX		19.5	21	mA
Current Consumption: MCU on, Radio off		1800	2400	μA
Current Consumption: MCU idle, Radio off		54.5	1200	μA
Current Consumption: MCU standby		5.1	21.0	μA

Fuente: Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

Tabla 17. Condiciones típicas de funcionamiento de la radio frecuencia.

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage during radio operation (Vreg on)	2.1		3.6	V
Operating free air temperature	-40		85	°C
RF frequency range	2400		2483.5	MHz
Transmit bit rate	250		250	kbps
Nominal output power	-3	0		dBm
Programmable output power range		40		dBm
Receiver sensitivity	-90	-94		dBm
Current consumption: Radio transmitting at 0 dBm		17.4		mA
Current consumption: Radio receiving		19.7		mA
Current consumption: Radio on, Oscillator on		365		μA
Current consumption: Idle mode, Oscillator off		20		μA
Current consumption: Power Down mode, Vreg off			1	μA
Voltage regulator current draw	13	20	29	μA
Radio oscillator startup time		580	860	μs

Fuente: Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

- **Caracterización del nodo inalámbrico Tmote Mini.** Los Tmote Mini⁵⁶ mostrados en la figura 32 combinan un microcontrolador Texas Instruments MSP430 con un transceptor de baja potencia TI/Chipcon CC2420 en un diseño conforme al estándar industrial miniSDIO*. El Tmote mini forma parte central de las soluciones desarrolladas con redes de sensores inalámbricos, ya que agrupa todo el hardware y software requerido en un solo paquete de una pulgada cuadrada. Este modulo le permite a diseñadores, OEM**, y sistemas integrados concentrarse en las necesidades de su aplicación en lugar de la plataforma de redes de sensores inalámbricos en la cual se va a desarrollar. Para aplicaciones que requieren un rango de comunicación más amplio, el Tmote mini Plus es tan eficiente como el Tmote mini pero además incluye un amplificador de potencia integrado de 100mW.

Figura 32. Nodo sensor inalámbrico Tmote mini y Tmote mini plus.



Fuente: Tmote mini Documentation [en línea]: Tmote mini Datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.sentilla.com/pdf/eol/Tmote_Mini_Datasheet.pdf

La tabla (18) presenta las características técnicas de los nodos inalámbricos Tmote mini.

Tabla 18. Características de diseño de los nodos inalámbricos Tmote mini.

Tarjeta Procesadora y RF	IPR2400	Comentarios
Microcontrolador MSP430		
Arquitectura	16 bit	
Velocidad de bus	8 MHz	
Memoria de programa	48 KB	
RAM	10 KB	

⁵⁶ Tmote mini Documentation [en línea]: Tmote mini Datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.sentilla.com/pdf/eol/Tmote_Mini_Datasheet.pdf

*SDIO: Estándar de seguridad digital para expansiones de entrada/salida de Secure Digital Card Association.

**OEM: Manufactura de equipos originales, por sus siglas en ingles: Original Equipment Manufacturer.

Memoria externa	1024 KB	
Corriente modo "dormido"	<1 μ A	
Corriente modo activo	2 mA	
Corriente TX/RX	19 mA	
Transceptor CC2420		
Frecuencia	2400-2483 MHZ	Banda ISM
Distancia con línea de vista	125 m	Tmote mini
Distancia con línea de vista	500 m	Tmote mini Plus
Distancia sin línea de vista	30 m	Tmote mini
Distancia sin línea de vista	100 m	Tmote mini Plus
Potencia RF	-25 a 0 dBm	Tmote mini
Potencia RF	+20dBm	Tmote mini Plus
Tasa de transmisión	250 Kbps	
Antena	Pines sobre la tarjeta o conector U.FL	
Demás Características		
Voltaje de operación	2.1 a 3.6 V	
Tamaño (mm)	25 x 20 x 1.8	Tmote mini
Tamaño (mm)	32 x 20 x 1.8	Tmote mini Plus
Temperatura de operación	-40 a +85 °C	Rango industrial

Fuente: Tmote mini Documentation [en línea]: Tmote mini Datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.sentilla.com/pdf/eol/Tmote_Mini_Datasheet.pdf

6.3.3. Evaluación de las distintas motas según criterios de diseño. En primer lugar detallaremos las necesidades o características que se espera tenga el dispositivo que se va a seleccionar, posteriormente mediante un método estructural, que consiste en una matriz de selección se evaluarán las características de las motas anteriormente referenciadas con el fin de escoger la mas adecuada.

A continuación se listan los criterios de selección y el valor porcentual de cada uno, según el orden de importancia que tengan en el proyecto.

Microcontrolador

- 1. RAM. 2%
- 2. Frecuencia CPU. 2%
- 3. Memoria de Programa. 5%
- 4. Corriente modo dormido. 6%
- 5. Corriente modo activo. 6%
- 6. Converso ADC. 5%
- 7. Conectores de expansión. 7%
- 8. Medición serial. 5%
- 9. Velocidad de transmisión de datos. 6%

Radio frecuencia.

- 10. Potencia de transmisión. 6%
- 11. Sensibilidad en el receptor. 6%
- 12. Distancia sin línea de vista. 5%
- 13. Antena integrada en el modulo. 7%
- 14. Corriente TX/RX (Transmisión/Recepción). 5%
- 15. Banda ISM. 7%

Plataforma

- 16. Voltaje mínimo de alimentación. 7%
- 17. Tipo de alimentación. 7%
- 18. Tamaño. 3%
- 19. Peso sin baterías. 3%

En la tabla (19) se pretende evaluar las características de las motas, basados en una ponderación de diseño que busca cumplir con las especificaciones establecidas en el proyecto.

Tabla 19. Evaluación de aspectos conceptuales y técnico-prácticos de los nodos de transmisión inalámbrica.

Criterios de Selección	% P	IRIS			MICAz			TelosB			Imote2			Tmote Sky			Tmote mini		
		V	N	C.P.	V	N	C.P.	V	N	C.P.	V	N	C.P.	V	N	C.P.	V	N	C.P.
1 (KB)	2	8	3	0,06	4	2	0,04	10	4	0,08	4	2	0,04	10	4	0,08	10	4	0,08
2 (MHz)	2	16	3	0,06	4	2	0,04	32	4	0,08	416	5	0,1	8	2	0,04	8	2	0,04
3 (KB)	5	128	4	0,2	128	4	0,2	48	3	0,15	64	3	0,15	48	3	0,15	48	3	0,15
4 (μA)	6	8	2	0,12	15	2	0,12	5,1	4	0,24	390	1	0,06	2,6	4	0,24	1	5	0,3
5 (mA)	6	8	2	0,12	8	2	0,12	1,8	4	0,24	31	2	0,12	0,5	4	0,24	2	3	0,18
6 (bit)	5	10	3	0,15	10	3	0,15	12	4	0,2	12	4	0,2	12	4	0,2	16	4	0,2
7	7	1conector 51pines	2	0,14	1conector 51pines	2	0,14	2conectores y jumpers	4	0,28	3UART, 2SPI,etc	3	0,21	1conector 16pines	2	0,14	UART, SPI, I2C	2	0,14
8 (KB)	5	512	3	0,15	512	3	0,15	1024	4	0,2	256	2	0,1	1024	4	0,2	1024	4	0,2
9 (Kbps)	6	250	4	0,24	250	4	0,24	250	4	0,24	250	4	0,24	250	4	0,24	250	4	0,24
10 (dBm)	6	3	3	0,18	0	3	0,18	0	3	0,18	0	3	0,18	0	3	0,18	20	4	0,24
11 (dBm)	6	-101	3	0,18	-94	4	0,24	-94	4	0,24	-94	4	0,24	-94	4	0,24	-94	4	0,24
12 (m)	5	50	4	0,2	20	2	0,1	30	3	0,15	30	3	0,15	50	3	0,15	100	4	0,2
13	7	NO	2	0,14	NO	2	0,14	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28
14 (mA)	5	17	4	0,2	19,7	4	0,2	23	3	0,15	44	1	0,05	23	3	0,15	19	4	0,2
15	7	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28	SI	4	0,28
16 (V)	7	2,7-3,3	4	0,28	2,7-3,3	4	0,28	2,7-3,3	4	0,28	3,2-4,5	3	0,21	2,1-3,6	3	0,21	2,1-3,6	3	0,21
17	7	2xAA	4	0,28	2xAA	4	0,28	2xAA	4	0,28	3xAAA	3	0,21	2xAA	4	0,28	2xAA	4	0,28
18 (mm)	3	58x32x7	3	0,09	58x32x7	3	0,09	65x31x6	3	0,09	36x48x9	3	0,09	66x32x7	3	0,09	32x20x1,8	4	0,12
19 (g)	3	18	4	0,12	18	4	0,12	23	3	0,09	14	4	0,12	17	4	0,12	10	5	0,15
Total		3,19			3,11			3,73			3,03			3,51			3,73		
Orden		3			4			1			5			2			1		

P: Ponderación

V: Valor

N: Nota

C.P: Criterio ponderado

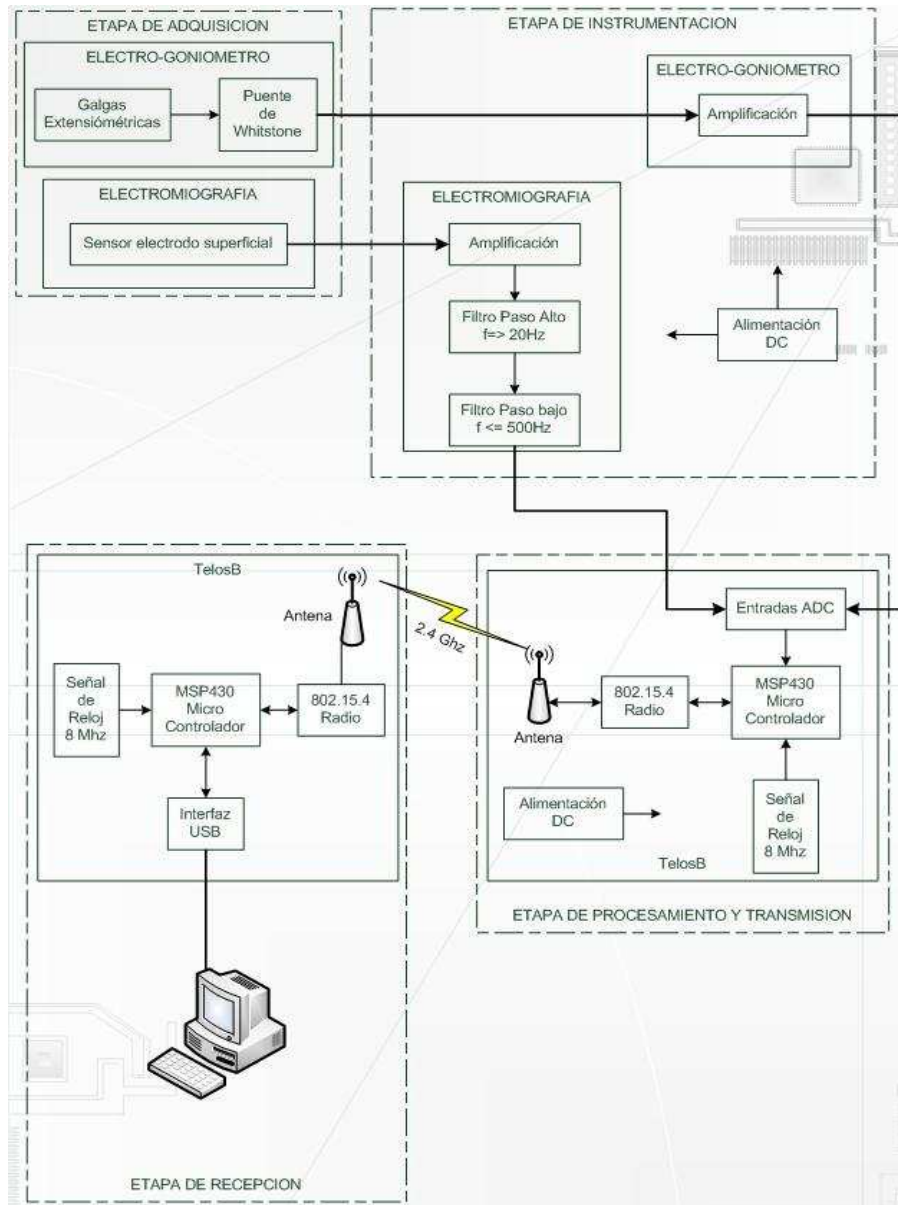
Para la escogencia del nodo sensor inalámbrico mas adecuado, es justo precisar que la tabla proporciona información que en un primer instante es muy difícil percibir, y que solo mediante el proceso secuencial de diseño se logra conocer el dispositivo que mejor se adecua a las especificaciones propuestas en el proyecto, y por tanto es el que da los mejores resultados. Precisamente el resultado en la tabla indica que los dispositivos TelosB y Tmote mini son los que mejor se adaptan en el diseño del sistema propuesto, posteriormente a estos dos dispositivos que obtuvieron igual valor numérico, se encuentra el Tmote Sky, que al igual que el Tmote mini son fabricados por Motelv, luego en orden descendente se encuentran la mota IRIS y MICAz.

7. DISEÑO DETALLADO E INTEGRACIÓN DEL SISTEMA

7.1. DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DETALLADA DEL SISTEMA.

Es necesaria la integración de diversos dispositivos que trabajen armónicamente para el cumplimiento satisfactorio de las necesidades. A continuación se hace una descripción funcional del dispositivo.

Figura 33. Diagrama funcional detallado.



7.2. ADQUISICIÓN E INSTRUMENTACIÓN PARA EL ANÁLISIS DE ELECTROMIOGRAFÍA.

7.2.1. Adquisición de la señal. Para una buena toma de datos de la señal es necesario tener en cuenta ciertos criterios, tales como el buen posicionamiento y ubicación de los electrodos superficiales para ello se siguen ciertas características implantadas por la SENIAM⁵⁷.

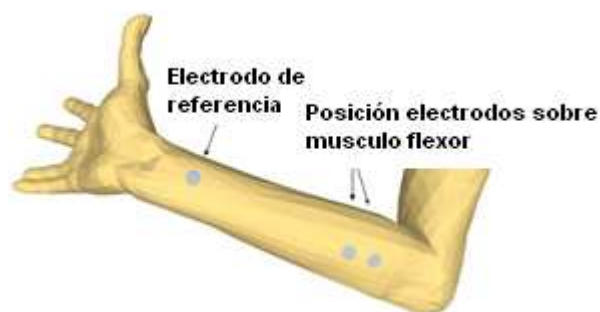
- **Ubicación de los electrodos.** Los electrodos debe ir ubicados en los músculos flexor y extensor del antebrazo, dos en cada uno de los músculos, además de un electrodo de referencia que va a tierra (ver figuras 34 y 35).

- Ubicación longitudinal. El electrodo debe ubicarse en la zona media del musculo, esto es entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al musculo y el tendón distal.

- Ubicación transversal. El electrodo debe ubicarse en la zona media del musculo de tal forma que la línea que une a los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del musculo.

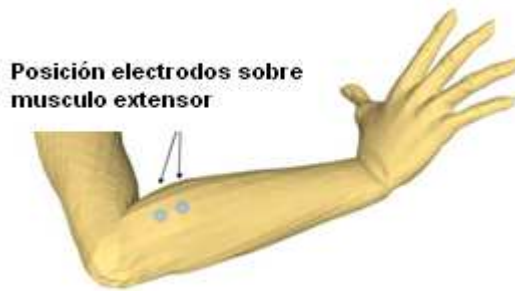
- **Distancia entre los electrodos.** La distancia entre los electrodos de superficie debe ser de 20mm a 30mm.

Figura 34. Ubicación de los electrodos musculo flexor.



⁵⁷ Sensor Locations [en línea]. Enschede: SENIAM, 2006. [Consultado 04 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.seniam.org/>

Figura 35. Ubicacion de los electrodos musculo extensor.



7.2.2. Caracterización de la señal de electromiografía. En el análisis de la señal de electromiografía es necesario conocer ciertas características de la señal que permiten tener una idea más clara para el desarrollo instrumental que se debe implementar para adquirir una señal óptima. Características tales como la amplitud y la frecuencia. A continuación se hace referencia de algunas características.

- **Amplitud.** La amplitud de esta señal es considerada aleatoria por naturaleza, representada generalmente por una distribución Gaussiana; la figura 36 muestra una señal típica de electromiografía. La amplitud de la señal puede tener un rango desde 0 a 10 mV (pico a pico) o bien de 0 a 1.5 mV (rms).

Figura 36. Señal típica de electromiografía.



Fuente: Taller en clase de procesamiento de señales electro-fisiológicas. Profesores: Carlos Eduardo Castrillón y Paulo César Calvo, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, 2007.

- **Frecuencia.** La frecuencia de la señal según la clase de procesamiento de señales electro-fisiológicas⁵⁸ puede ir de 20 a 500 Hz, siendo la frecuencia dominante entre 50-150 Hz.

⁵⁸ Clase de procesamiento de señales electro-fisiológicas. Profesores: Carlos Eduardo Castrillón y Paulo César Calvo, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, 2007.

Estas características varían dependiendo de ciertas condiciones tales como:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.
- La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular.
- Las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo).
- Las propiedades del electrodo y el amplificador.
- La calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

En la adquisición de la señal se pueden presentar algunos factores que afectan la toma de datos del potencial eléctrico, estos son:

- El ruido que proviene de componentes electrónicos y del propio equipo de registro. Este ruido tiene una frecuencia de 0 a varios cientos de Hz. Este ruido no puede ser eliminado, únicamente puede ser reducido.
- El ruido que proviene del ambiente ya que el cuerpo actúa como una antena receptora. La frecuencia dominante en el ambiente es de unos 50-60 Hz y puede tener una amplitud que es una o tres veces superior a la señal EMG.
- El ruido que proviene del movimiento de los artefactos: por una parte entre la superficie del electrodo y la piel y por otra del movimiento del cable que conecta el electrodo con el amplificador. Este ruido tiene una frecuencia de 0-20 Hz.

7.2.3. Instrumentación para obtener la señal acondicionada de EMG. La etapa de acondicionamiento es de gran importancia para obtener una señal fiable de EMG, en esta etapa se amplifica y se filtra la señal para reducir los ruidos anteriormente expuestos, obteniendo una señal adecuada para procesar mediante los nodos de transmisión inalámbrica.

Debido a que el proyecto será desarrollado desde el punto de vista de diseño, es necesario diseñar un circuito de simulación donde se obtenga un valor de voltaje proporcional al biopotencial de los músculos.

Para el desarrollo de este circuito de simulación se optó por desarrollar un divisor de voltaje cuya salida será la referencia para la instrumentación. El divisor de tensión consta de una fuente de 1V y los valores de resistencia utilizados fueron de $1\text{M}\Omega$ y $2\text{M}\Omega$. Este divisor genera una señal típica de 1mV, con la cual se procedió a realizar la simulación de la instrumentación para la señal de electromiografía.

Figura 37. Circuito de simulación del biopotencial

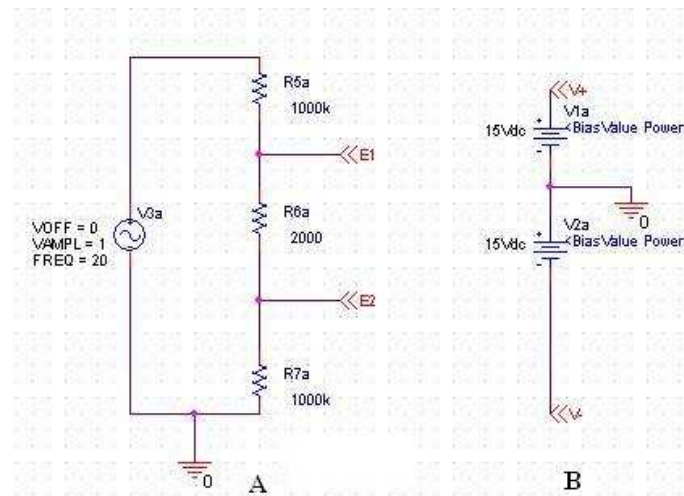
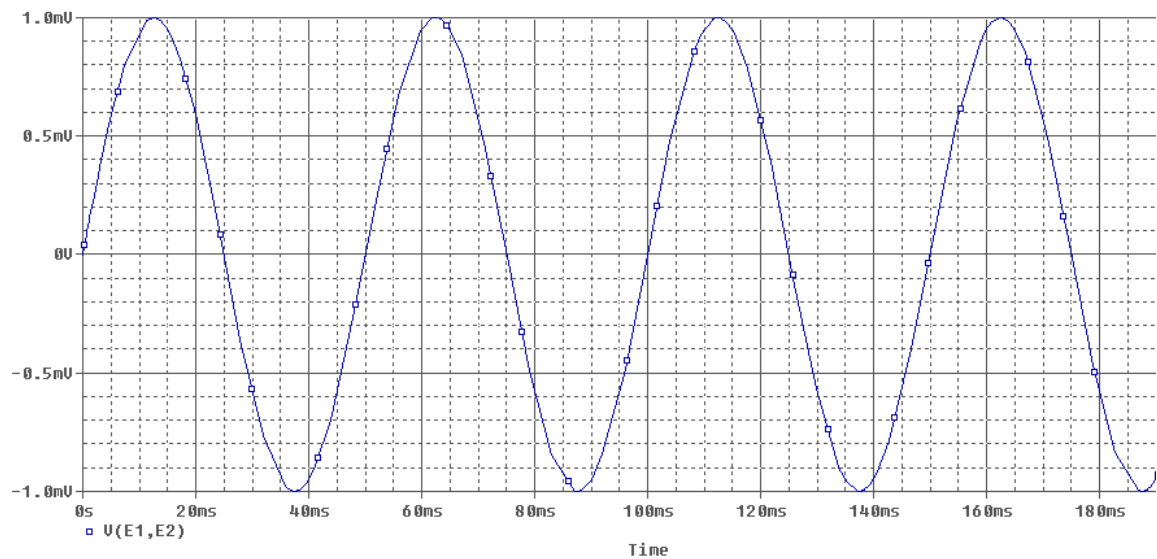


Figura 38. Señal simulada del biopotencial.



Debido a que las señales miograficas son del orden de los milivoltios se procede a amplificar la señal con el amplificador de instrumentación INA128. Este el amplificador de instrumentación cuenta con dos amplificadores seguidores de tensión que mejoran la impedancia de entrada, además de que este tipo de amplificadores están diseñados para aplicaciones como la que se propone en este proyecto.

El INA128 es un amplificador caracterizado por su precisión y alto rechazo en modo común, además de poseer la versatilidad del diseño de los 3 amplificadores operacionales, pero en un tamaño mucho mas reducido. Una de las facilidades que proporciona el uso de este amplificador es que con una sola resistencia ubicada entre los pines 1 y 8 es posible ajustar una ganancia que puede ir desde 1 hasta 10000. El INA128⁵⁹ proporciona una ecuación para realizar este ajuste de acuerdo a los estándares industriales.

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$$

Algunas características proporcionadas por el uso del amplificador de instrumentación INA128 son las mostradas en la tabla (20).

Tabla 20. Características del circuito integrado INA128.

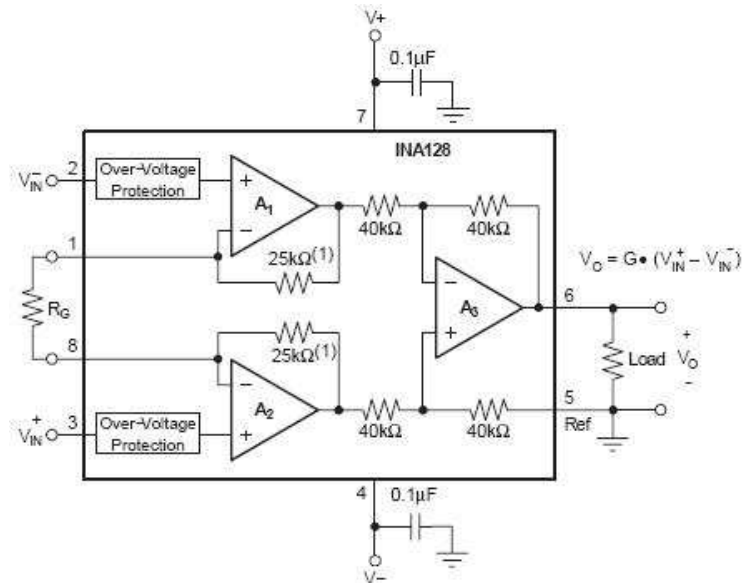
Características	INA128
Voltaje de desplazamiento u offset	50 μ V
Desfase	0.5 μ V/ $^{\circ}$ C
CMRR	120dB
Ganancia	G \geq 100
Suministro de potencia muy bajo	\pm 2.25V
Corriente estacionaria	700 μ A (ideal para trabajo con baterías)

En la siguiente figura se muestran las conexiones básicas requeridas para el funcionamiento del INA128. Los suministros de potencia pueden inducir ruido y causar un mal funcionamiento del dispositivo, por lo cual es necesario el uso de los condensadores.

⁵⁹ Instrumentation Amplifiers [en línea]: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA 128. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated, 2005. [Consultado 25 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina128.html>

La salida del dispositivo es generalmente referenciada a tierra, pero se debe tener cuidado con que esta conexión sea de baja impedancia para asegurar un buen rechazo de modo común, ya que una impedancia de 8Ω en el terminal de referencia causaría una degradación típica de 80dB, lo cual equivaldría a una ganancia $G=1$.

Figura 39. Circuito de conexión del circuito integrado INA128



Fuente: Instrumentation Amplifiers [en línea]: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA 128. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated, 2005. [Consultado 25 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina128.html>

Debido a que la señal de prueba del biopotencial se ajustó a 1mV, lo cual corresponde con los valores típicos de la miografía, se realizó un diseño cuya finalidad fue obtener la señal amplificada 1000 veces, con el fin de obtener señales en términos de voltios y no de milivoltios, además de filtrar la señal en un rango de frecuencias entre 20Hz y 500Hz. Debido a esto el amplificador de instrumentación posee una ganancia $G=250$, y cada uno de los filtros posee ganancia doble, con lo cual finalmente podemos amplificar una señal de 1mV en una señal de 1V. La relación quedaría como sigue:

$$R_G = \frac{50K\Omega}{G-1}$$

Reemplazamos el valor de la ganancia $G=250$ en la formula

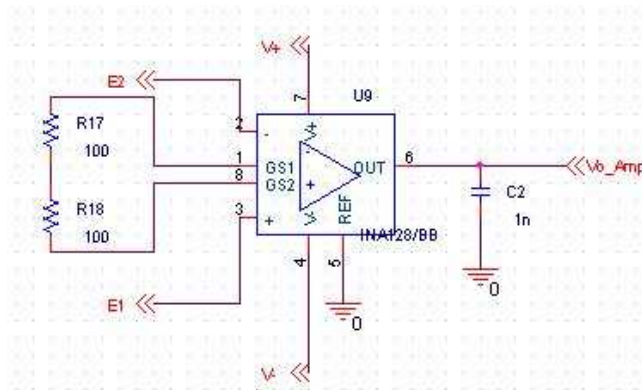
$$R_G = \frac{50K\Omega}{250 - 1}$$

Obtenemos un valor de

$$R_G = 200\Omega$$

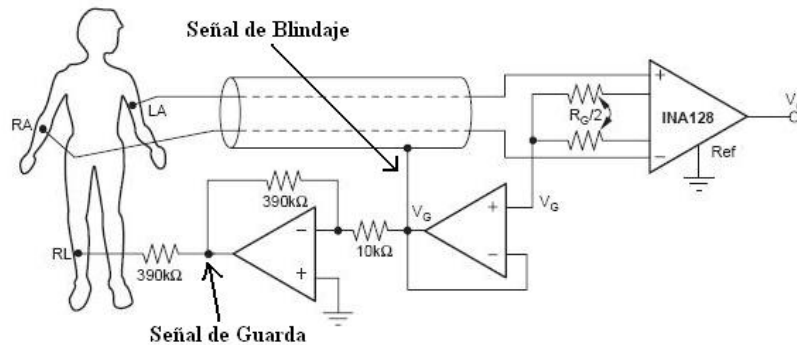
El circuito simulado con el valor de la resistencia de ganancia es mostrado en la figura 40.

Figura 40. Circuito de amplificación simulado.



La división del valor de esta resistencia R_G en dos resistencias cada una de 100Ω , se realizó debido a que del punto medio entre estas resistencias se toma una señal que posteriormente servirá para obtener la señal de blindaje y la señal de guarda; la señal de blindaje me garantiza que no haya pérdidas de información en la señal que circula por las conexiones de los electrodos con el antebrazo, mientras que la señal de guarda compensa el voltaje DC que puede existir, el cual según especificaciones de Texas Instruments es de aproximadamente $0.7V$ menos que la entrada de voltaje en modo común.

Figura 41. Conexión de la señal guarda y la señal blindaje.

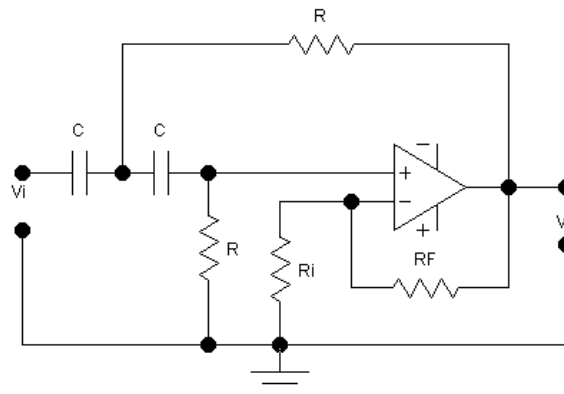


Fuente: Instrumentation Amplifiers [en línea]: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA 128. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated, 2005. [Consultado 25 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina128.html>

Posterior a la etapa de amplificación se diseñó una etapa de filtrado de la señal, ya que la señal de electromiografía de interés se encuentra en un rango de frecuencias de 20 a 500Hz. Se diseñaron dos filtros, ambos con ganancia doble, el primero se diseñó como un paso alto con frecuencia de corte de 20Hz y el segundo como un paso bajo a una frecuencia de 500Hz.

En la figura se observa la topología típica del filtro paso altos.

Figura 42. Topología filtro paso alto.



Fuente: Filtros [en línea]. Lucas Morea / Monografías.com S.A, 1997. [Consultado 26 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.monografias.com/trabajos28/filtros/filtros.shtml>

La relación matemática para conocer los valores de R y C a utilizar en el filtro paso alto es como sigue:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Despejando el valor de la resistencia queda:

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

Y asumiendo el valor del capacitor como $0.1\mu F$ se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi(0.1\mu F)20}$$

$$R = 79.5K\Omega \cong 82K\Omega$$

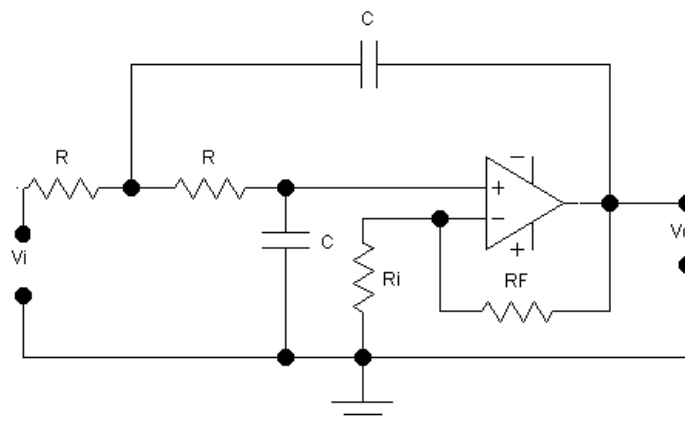
Además de esto la ganancia del sistema viene dada por la relación:

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_i}$$

Y debido a esta relación matemática el mínimo valor de ganancia ajustable es el doble, razón por la cual se otorga el mismo valor de $10k\Omega$ a las resistencias R_f y R_i , cabe anotar que esta situación aplica para ambos filtros.

Pasando al filtro paso bajo, en la figura se observa la topología típica del mismo.

Figura 43. Topología filtro paso bajo



Fuente: Filtros [en línea]. Lucas Morea / Monografias.com S.A, 1997. [Consultado 26 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.monografias.com/trabajos28/filtros/filtros.shtml>

La relación matemática para conocer los valores de las resistencias a utilizar en el filtro paso bajos es como sigue:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Despejando el valor de la resistencia queda:

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

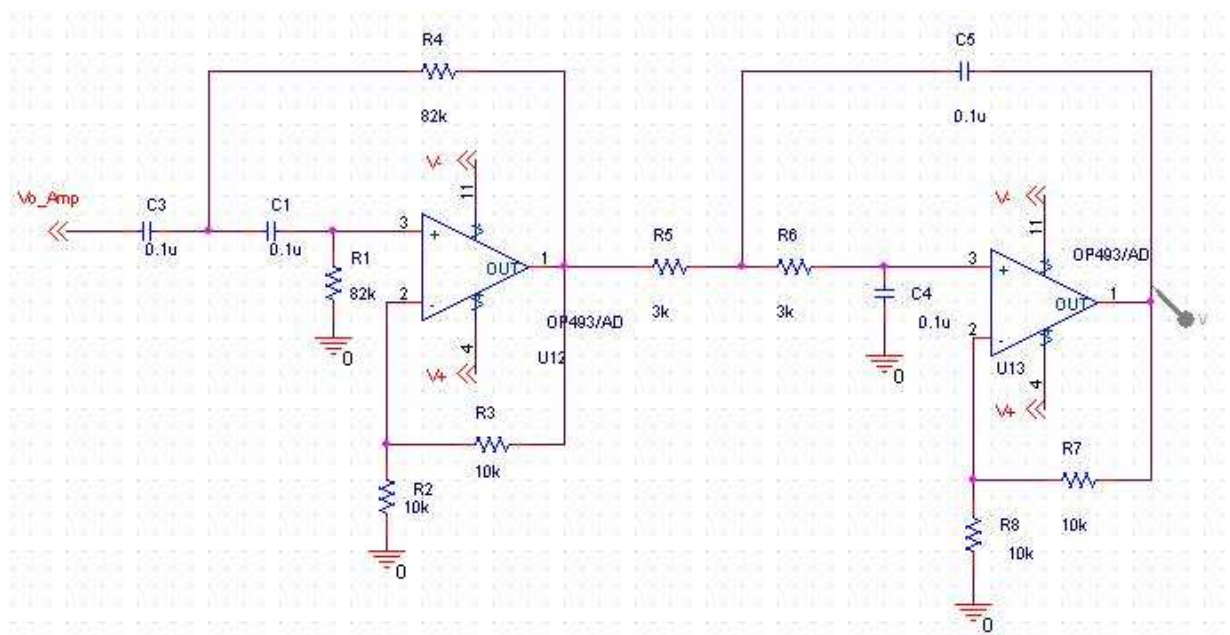
Y asumiendo el valor del capacitor como $0.1\mu F$ se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi(0.1\mu F)500}$$

$$R = 3.18K\Omega \cong 3K\Omega$$

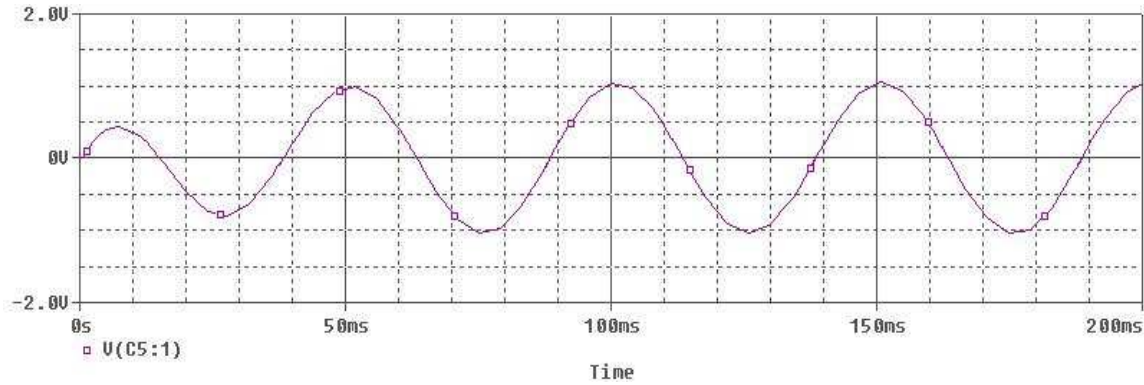
La siguiente figura muestra el circuito simulado, y los valores de los elementos resistivos y capacitivos.

Figura 44. Circuito de filtrado.



El resultado de la correspondiente simulación es como se ve en la siguiente figura 45, y como se comentó anteriormente la señal que simula el biopotencial de 1mV fue amplificada a un valor de 1V.

Figura 45. Simulación salida señal instrumentada.



7.3. DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA ANÁLISIS DE ÁNGULOS.

Para la simulación de la señal de un electro-goniómetro se utilizó el software de desarrollo OrCad, diseñando un divisor de voltaje que genera un voltaje diferencial igual a la sensibilidad del instrumento mencionado, cabe aclarar que la sensibilidad del instrumento utilizado es de $10\mu\text{V}/\text{Grado}/\text{Voltaje alimentación}$, pero debido a que depende del voltaje de alimentación, el cual será de $\pm 3\text{V}$, ya que se alimentará de un par de pilas, entonces la sensibilidad podría expresarse como $30\mu\text{V}/\text{Grado}$. Luego la relación matemática para el divisor se muestra a continuación:

$$V_{dif} = \frac{R_2 V_{TOTAL}}{R_1 + R_2 + R_3}$$

Realizando el correspondiente despeje para encontrar el valor de R_2 en función de los valores que se decidan para las otras resistencias, resulta lo siguiente:

$$R_2 = \frac{V_{dif}}{V_{TOTAL} - V_{dif}} (R_1 + R_3)$$

Sí $R_1 = R_3 = 5M\Omega$, $V_{dif} = 30\mu\text{V}$ y $V_{TOTAL} = 1\text{V}$, entonces

$$R_2 \cong 300\Omega$$

El circuito que simula el biopotencial es mostrado en la figura 46, mientras que la correspondiente simulación de la señal se observa en la figura 47.

Figura 46. Circuito divisor y Fuente de alimentación para el sistema.

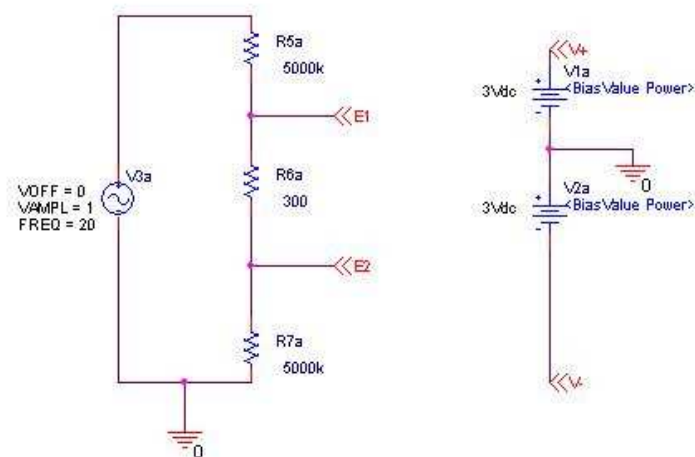
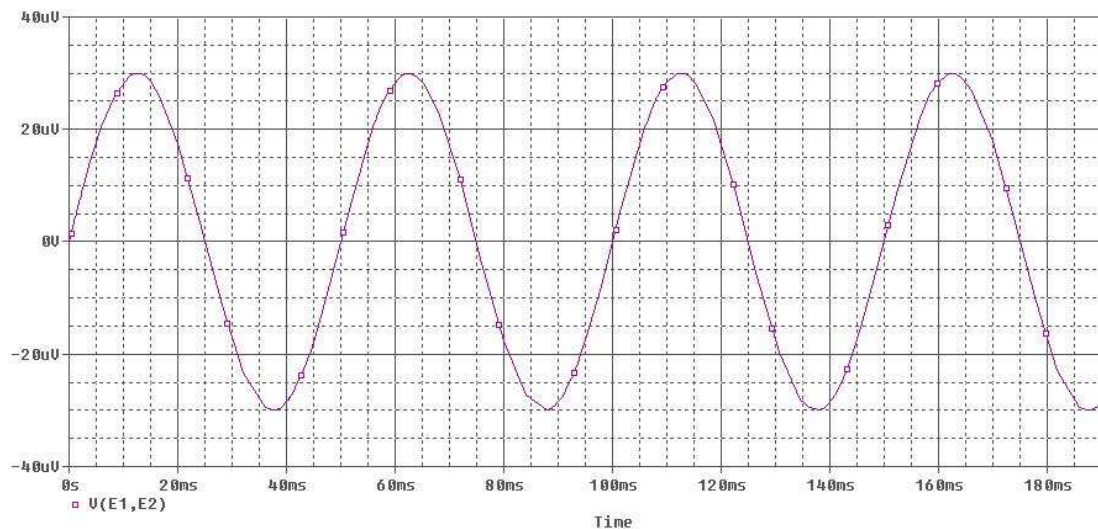


Figura 47. Señal simulada salida del divisor.



Conociendo la sensibilidad del instrumento se diseñó un sistema de amplificación con el fin de que un ángulo de $+90^\circ$ corresponda a un voltaje de +3 voltios y viceversa (-90° corresponda a una tensión de -3 voltios).

La cantidad de veces que debe amplificarse el valor dado por el instrumento en

determinado caso para que exista tal correspondencia, viene dado por conocer cuanto debe amplificarse la sensibilidad (la cual esta expresada para un solo grado de inclinación). Para esto se utilizo la siguiente relación:

$$\frac{90^{\circ}}{1^{\circ}} = \frac{3V}{x}$$

Fue necesario saber a que valor de voltaje corresponde un grado, conociendo que para los 90 grados debería ser 3 voltios.

$$x = 33mV$$

El resultado nos dice que deben amplificarse los 30μV/Grado a un valor de 33mV/Grado. Esto significa que la ganancia que debe ser aplicada en el sistema viene dada por la siguiente relación:

$$G = \frac{Salida}{Entrada} = \frac{33mV}{30\mu V}$$

$$G = 1100$$

Entonces puede concluirse que la etapa de amplificación debe aumentar el valor dado por el instrumento en 1100 veces.

Igualmente que para la instrumentación aplicada a la señal de electro-miografía, en la etapa de amplificación se utilizo el amplificador de instrumentación INA128, cuyas características ya fueron mencionadas anteriormente.

Este amplificador brinda la facilidad de ajustar la ganancia mediante el valor de una única resistencia, a través de la siguiente ecuación:

$$G = \frac{1 + 50k\Omega}{R_G}$$

Despejando el valor de R_G y reemplazando la ganancia encontrada anteriormente se tiene:

$$R_G = \frac{1 + 50k\Omega}{G} = \frac{1 + 50k\Omega}{1100}$$

$$R_G = 45.45\Omega$$

La simulación de la etapa de amplificación es presentada en la figura 48, mientras q el resultado obtenido se muestra en la figura 49.

Figura 48. Etapa de amplificación.

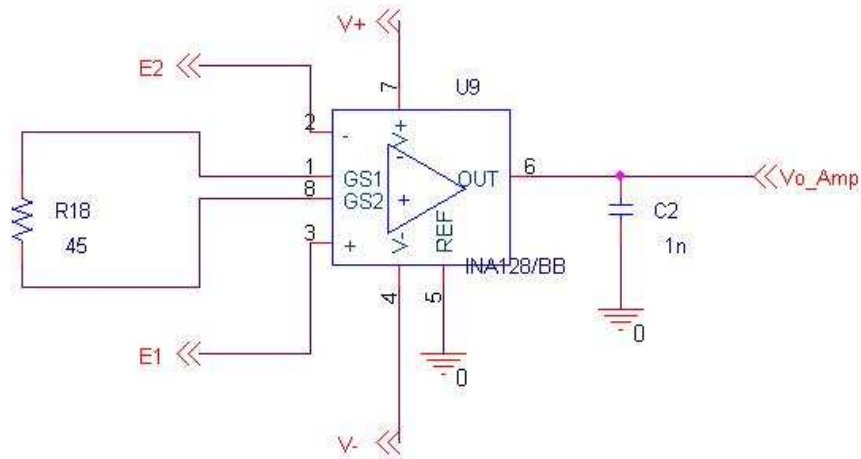
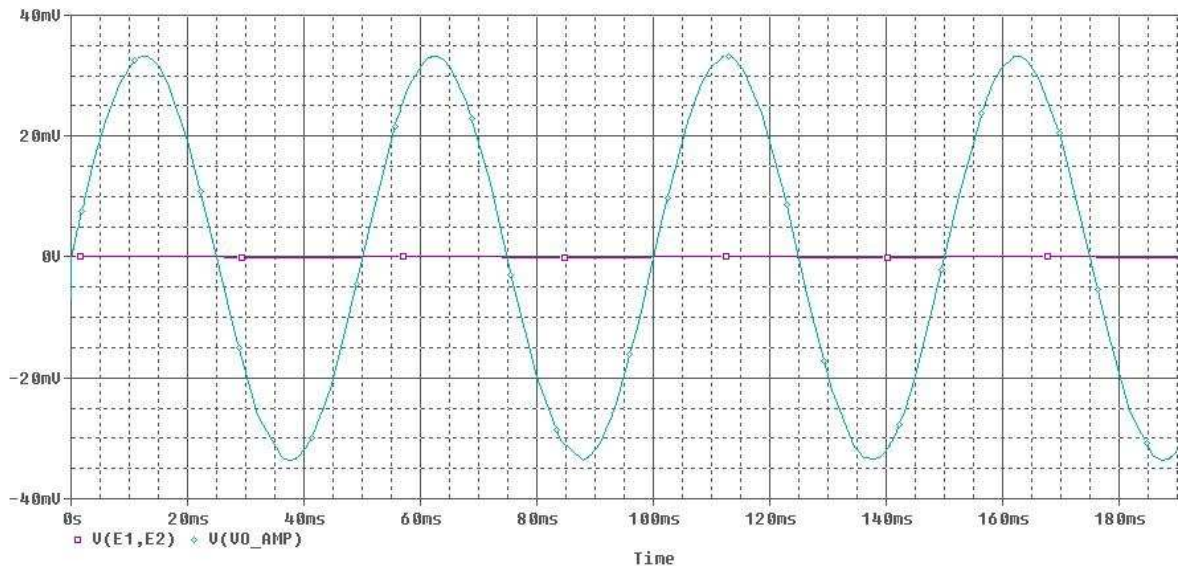


Figura 49. Señal obtenida salida de la amplificación.



En la figura 49 es posible observar la señal amplificada junto a la señal de prueba, la cual prácticamente es muy cercana a 0 voltios ($30\mu V = 0.00003V$). Y como se comento anteriormente, este valor seria amplificado hasta un valor de 33mV, lo

cual es demostrado en la figura ya referenciada arriba.

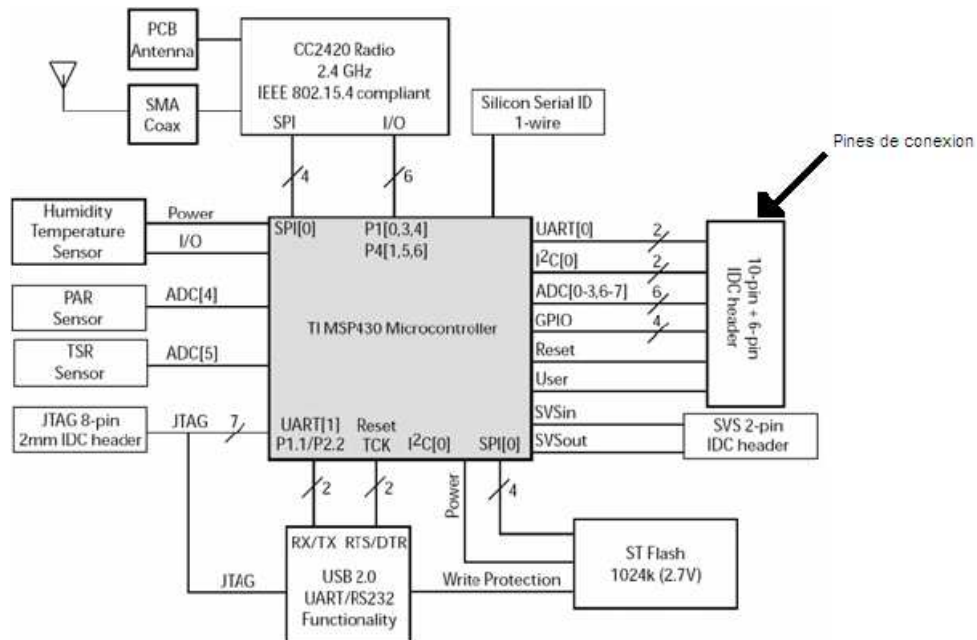
Cabe anotar que la instrumentación expuesta anteriormente para los sensores debe ser elaborada con tecnología de montaje superficial, esto con el fin de seguir con los parámetros establecidos de conservar la portabilidad y no invasión del dispositivo.

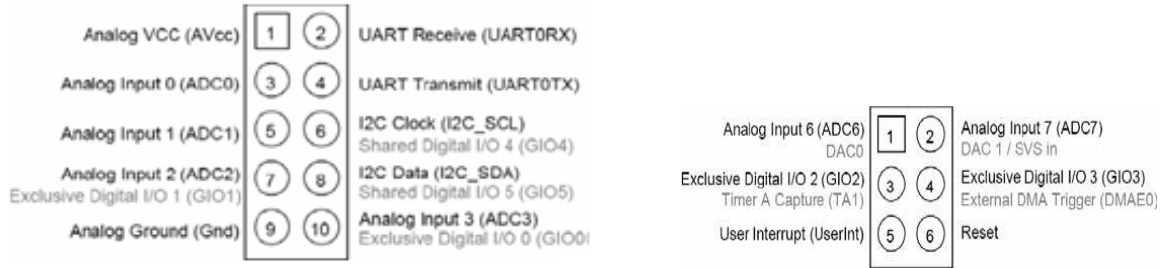
7.4. ESPECIFICACIONES PARA ACOPLAR LAS SEÑALES INSTRUMENTADAS AL NODO TRANSMISOR.

Cuando finaliza la etapa de instrumentación de cada uno de los sensores se procede a la etapa de acoplamiento de los mismos con el nodo TelosB, el cual tiene 16 pines de conexión para otros sensores.

Cada uno de los circuitos de instrumentación tiene dos salidas, una de referencia y otra de tierra. La tierra es conectada al pin 9 de los pines de expansión del nodo, y la salida de referencia va conectada a cualquiera de los pines de expansión de entrada analógica del mismo nodo.

Figura 50. Características de los pines de expansión





Fuente: Redes de sensores inalámbricos [en línea]: las tecnologías de la información y de las comunicaciones en el ámbito de la atención socio-sanitaria. Granada: Francisco Gómez. 2007. [Consultado 18 de enero de 2008]. Disponible en Internet: http://atc.ugr.es/~aprieto/TIC_socio_sanitario/A11_4_05_Redes_sensores.pdf.

7.5. TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN DE DATOS EN TinyOS.

Como se dijo anteriormente el dispositivo envía la información al PC por medio de nodos inalámbricos, los cuales son programados en el sistema operativo TinyOs con el lenguaje NesC, lenguaje desarrollado para sistemas embebidos.

Este lenguaje esta basado en programación orientada a componentes, componentes con interfaces que permiten una comunicación bidireccional con otros componentes, además de definir un modelo basado en tareas y captura de eventos de hardware.

Es necesario comprender la composición de los componentes para la programación, ya que la implementación del código se basa en el trabajo conjunto con otras interfaces, funciones y/o eventos de otros componentes.

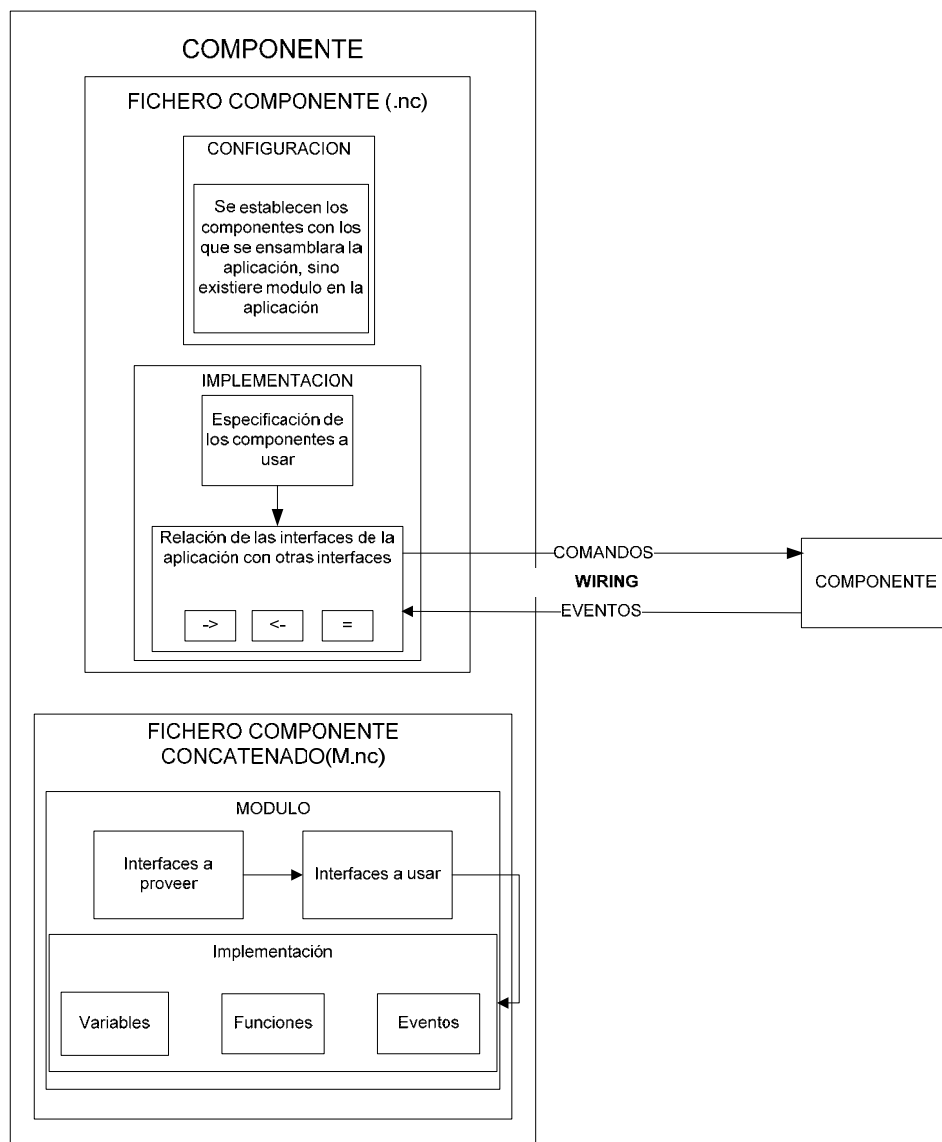
A continuación se hace una descripción de los componentes.

- Configuración. En todo componente debe estar presente aun sin contener nada, sin embargo, el uso de este principalmente se da cuando se desea implementar la aplicación solo a partir de otros componentes.
- Implementación. Aquí se definen las conexiones denominadas WIRING de los componentes que proporcionan interfaces a nuestra aplicación.
- Modulo. Se implementan las especificaciones de las componentes de mi aplicación. se establecen las variables que se proveen a otros componentes y las

que se usan, además aquí el programador establece los comandos a usar y los eventos a emitir.

En la programación la configuración y la implementación deben ir integradas en un fichero cuyo nombre debe ir acompañado de un (.nc) y el módulo en un fichero que igualmente debe ir nombrado y finalizar en un (M.nc). Es importante anotar que además de esta estructuración existe otro fichero nombrado y finalizado en (.h) compuesto por las librerías asignadas por el programador.

Figura 51. Estructura de un componente



A continuación se desarrolla un diagrama de bloques generalizado de las componentes e interfaces usadas en la recepción, transmisión, recepción y envío de datos al puerto, esto con el fin de mostrar la estructura básica para el desarrollo del proyecto.

Esta estructura puede ser valorada por fases.

- Fase 1. Por medio del componente ADCC se accede a la información del conversor analógico digital, este componente a su vez esta conformado por interfaces ADC y ADCCControl que por medio de una función denominada bindPort () realizan un enlace con el puerto físico del ADC, donde por medio de la interfaz HPLADC se acceden a los pines de expansión.
- Fase 2. Cuando el dato esta digitalizado se usa un componente Generic Comm que permite enviar el dato al puerto serial o a la radio, esto depende si se direcciona el SendMsg, sino es así, automáticamente se envía el paquete por radio. Esta transmisión se consigue a través del envío de un paquete de datos conocido como TOS_Msg el cual esta conformado por la siguiente estructura.

ADDRESS	TYPE	GROUP ID	DATA	CRC
---------	------	----------	------	-----

- uint16_t addr Dirección del nodo emisor
- uint8_t type Tipo de mensaje (sin confirmación, con confirmación, ACK)
- uint8_t group ID Es el grupo al que pertenece el sensor que esta enviando el paquete, de manera que solo lo reciban aquellos sensores que pertenezcan al mismo grupo.
- uint16_t data En este campo se especifican los datos que se van a enviar
- uint16_t crc Código para detección de errores

Estos datos son modificados a través de punteros, el puntero por defecto para esta estructura es TOS_MsgPtr. Ahora, para modificar estos datos se crea un puntero a esa dirección, de la forma:

Puntero1--->TOS_MsgPtr---->TOS_Msg.

Permitiendo acceder a la información que se encuentra en la dirección que señala el primer puntero.

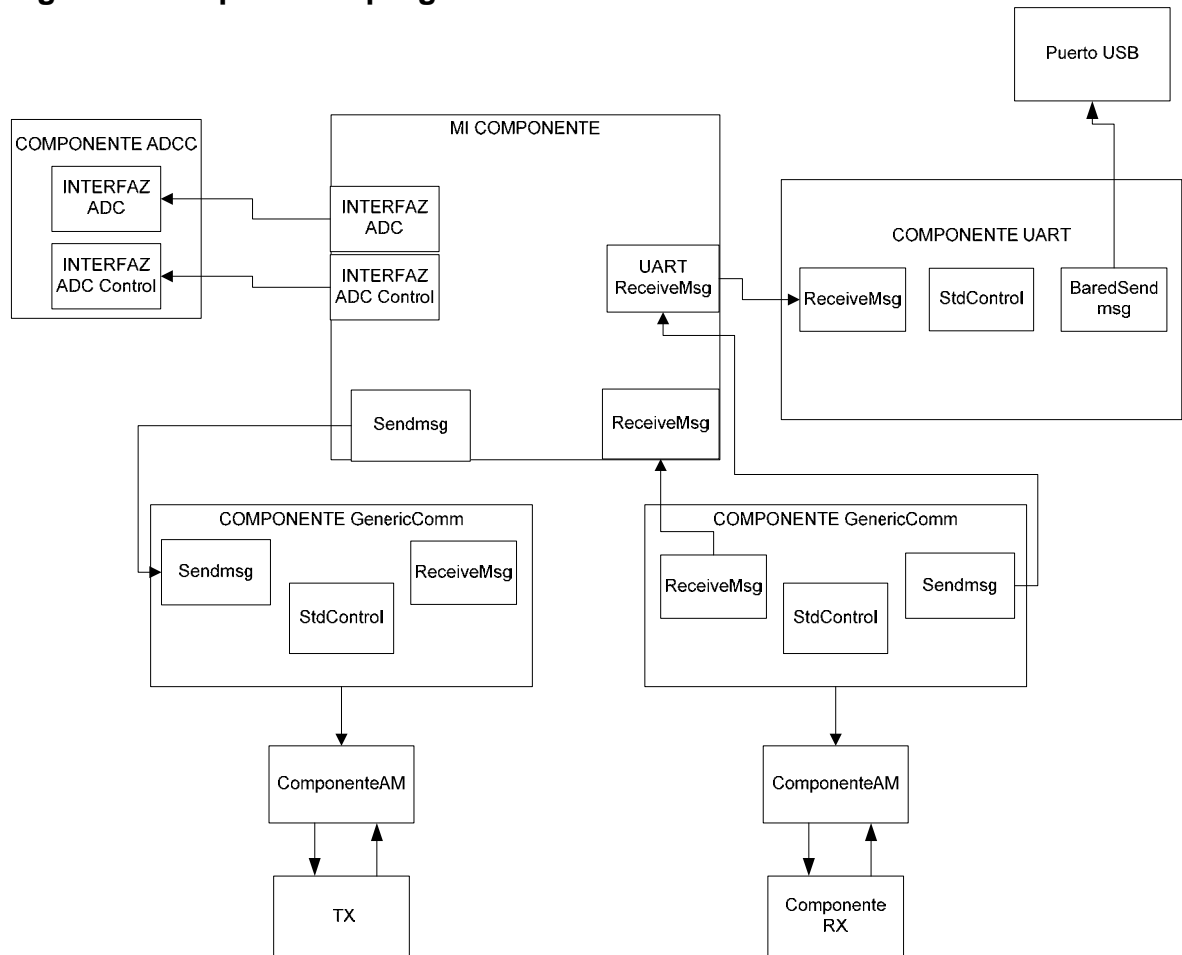
- Fase 3. Después de enviado el paquete al nodo receptor, se llama de nuevo el componente GenericComm que recibe un paquete por medio del componente AM (Rx), igualmente para conocer la dirección del nodo de envío o los datos recibidos se recurre a:

```
uint16_t addr;  
TOS_MsgPtr puntero; //Se define el puntero  
dirección= puntero1->addr;
```

Para finalizar el envío de datos por el puerto USB, se debe definir en la interfaz Sendmsg del GenericComm del nodo receptor la dirección del componente UART, para que así los datos transmitidos entren a la interfaz RecieveMsg del componente UART, el cual a través de la interfaz BaredSendmsg envía los datos al puerto USB.

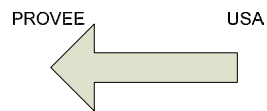
```
call SendMsg.send(TOS_UART_ADDR, sizeof(dato a enviar), &datos);
```


Figura 52. Esquema de programación



Este es un posible diagrama para la realización de la programación como adquisición, transmisión, recepción y entrega de datos al puerto USB

Es necesario tener claro que las flechas de conexión significan



7.6. INTEGRACIÓN FÍSICA DEL DISEÑO.

El diseño del dispositivo está pensado para que se desarrolle en ambientes distintos al de un laboratorio, estos ambientes pueden ser desde una oficina hasta ambientes en los que se requiere esfuerzo físico por parte de la persona que

labora, por tal razón se cree conveniente diseñar un dispositivo que se encargue de integrar y sujetar los distintos elementos electrónicos que se están utilizando, para ello se considera pertinente el uso de guante ya que se adapta a la estructura física de los pacientes y permite que los elementos sensores queden ajustados en el lugar adecuado para la medición.

Se considera factible que el guante sea de un material llamado neopreno usado en el diseño de trajes para buzos ya que posee dos características sobresalientes, elasticidad y suavidad.

Los componentes del guante son:

- Un forro dividido en dos capas, una de las capas esta en contacto con la piel y la otra sirve de sujeción y paso de los cables.
- Tres abrazaderas de agarre en material velcro, dos sujetan los sensores al brazo y la tercera sujeta el circuito de instrumentación y el nodo inalámbrico.

El guante solo cubre una porción de la mano, ya que en cualquier actividad laboral es de gran importancia el uso de los dedos, además las mediciones que se desean realizar no comprenden el área de los dedos.

A continuación se hace una caracterización del diseño detallado.

En la figura 53 se hace referencia a la ubicación del nodo y el circuito de instrumentación de los sensores, adaptados por medio de un brazalete en velcro permitiendo el acople a cualquier tipo de brazo. En la figura 54 se muestra la mejor manera de ubicación del electro-goniómetro y para finalizar en la figura 55 se muestra el diseño final del guante y su composición (electro-goniómetro, instrumentación y el nodo inalámbrico).

Figura 53. Ubicación de circuitos electrónicos.

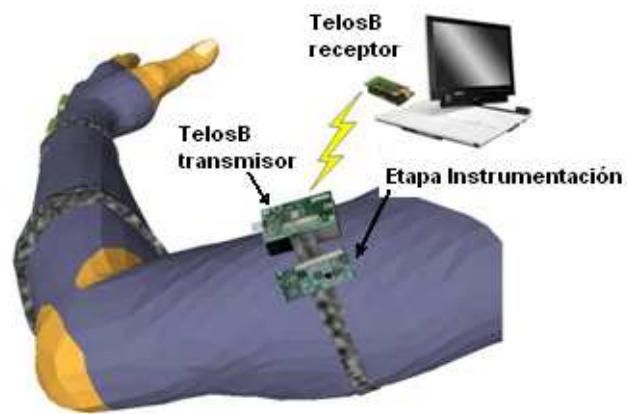


Figura 54. Vista dorsal de la mano con Electro-Goniómetro integrado

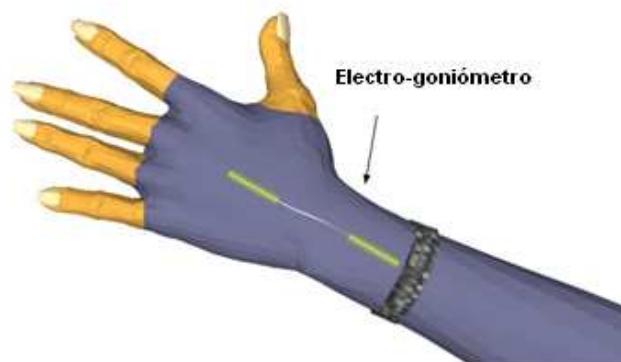
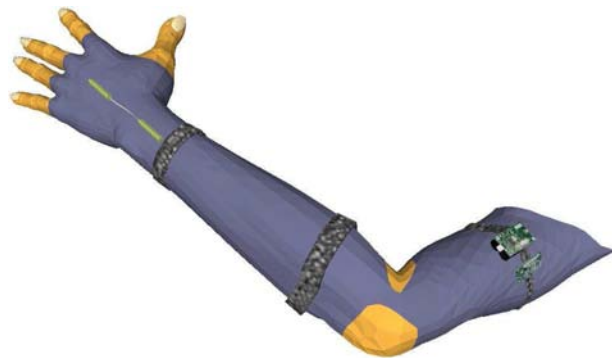


Figura 55. Vista lateral del brazo con guante.



8. CONCLUSIONES

Fue importante seguir un proceso de desarrollo en el diseño del dispositivo de prevención de síndrome del túnel carpiano, ya que nos permitió planificar y clarificar cada una de las etapas del diseño, obteniendo resultados favorables. Haciendo permisible abrir puertas de implementación física del mismo.

Destacar inicialmente los requerimientos asociados a la realización del diseño, facilitó el desarrollo estructural y la escogencia de los componentes tanto instrumentales como de comunicación.

La adquisición y respectivo estudio de las señales eléctricas permiten tener una idea de los problemas fisiológicos que afectan la salud de los seres humanos, por ello en el diseño del dispositivo se decidió implementar esta técnica de adquisición de señales de electromiografía, sin embargo, ya que uno de los objetivos principales es examinar al paciente en la realización de sus tareas sin afectar su integridad física se desarrollo el examen de manera superficial, mostrando la señal globalmente.

Basados en las distintas fuentes consultadas es posible concluir que las variables que mas información aportan sobre un posible desarrollo del síndrome del túnel carpiano son el ángulo, la repetitividad y el análisis de electromiografía.

Después de un proceso de evaluación de los instrumentos sensores, observando características como el mecanismo de medición, la ergonomía del mismo y las particularidades técnicas, se definió que el elemento sensor de EMG debía ser un electrodo de superficie con gel de los fabricantes de ADInstruments, el elemento sensor de ángulo debía ser un electro-goniómetro fabricado por Biometrics y que la repetitividad podría realizarse mediante un software en el PC, observando los cambios de ángulo que se presenten en la señal brindada por el electro-goniómetro.

Las técnicas de medición de ángulo y toma de señales de electromiografía que se adoptaron para diagnosticar la tendencia que las personas tienen a desarrollar el síndrome del túnel carpiano se integraron en el diseño de un guante, con el fin de permitir al paciente movilidad en la mano, para así realizar el previo estudio en el momento en que este desarrolla sus actividades laborales.

La medición de la variable angular en tiempo real permite valorar diferentes características posturales de la mano y la muñeca en el tiempo, y con ello tener una perspectiva centralizada de los problemas físicos de la extremidad superior que se adquieren en la realización de las actividades laborales.

La evaluación de los dispositivos de transmisión inalámbrica realizada por medio de la valoración de conceptos técnicos permitió establecer que los dispositivos que más se adaptan para el diseño propuesto son el TelosB y el Tmote mini, características como el número de pines de expansión, capacidad de memoria, tamaño y demás, hacen que estos sobresalgan sobre los demás nodos inalámbricos investigados.

BIBLIOGRAFÍA

BASMAJIAN, John. Anatomía. México: Interamericana, 1970. 394 p.

Carga postural [en línea]: técnica goniométrica. Barcelona: Instituto nacional de seguridad e higiene en el trabajo. 2008. [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.mtas.es/insht/ntp/ntp_622.htm

COMIN, Mario. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Valencia: Instituto de biomecánica de Valencia, 1998. 643 p.

Connection of Goniometers to Non-Biometrics Instruments [en línea]. Montreal: NexGen Ergonomics Inc, 1997 - 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/bioconnect.html>

Desarrollo y análisis de una red Ad-Hoc con sensores inalámbricos [en línea]. Catalunya: Universidad politécnica de Catalunya, 2007. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet: <https://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4473/1/amell.pdf>

DRAKE, Richard. Gray anatomía para estudiantes, España: Elsevier, 2006. 1058 p.

Electrode Shape [en línea]. Enschede: SENIAM, 2006. [Consultado 04 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.seniam.org/>

Electrodos para la medición de biopotenciales [en línea]. Antioquia: Escuela de Ingeniería de Antioquia, 2005. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en internet: <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/2006/Cap5.electrodos.pdf>

Filtros [en línea]. Lucas Morea / Monografias.com S.A, 1997. [Consultado 26 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.monografias.com/trabajos28/filtros/filtros.shtml>

GIRALDO, Carlos. Comunicaciones Inalámbricas y Redes de Sensores. Santiago de Cali. 2006. 1 archivo de computador.

Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product /MLTS700/>

Goniometers & Torsiometers [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Imote2 [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/Imote2_Datasheet.pdf

Instrumentation Amplifiers [en línea]. Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA 128. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated, 2005. [Consultado 25 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina128.html>

IRIS 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.xbow.com/Products/productdetails.aspx?sid=264>

LA DOU, Joseph. Medicina laboral y ambiental, 2 ed. México: Editorial manual moderno, 1999. 943 p.

La vigilancia de la salud en usuarios de guantes de protección individual [en línea]. España: Revista del INSHT (Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo), 2003. [Consultado 21 de abril de 2008]. Disponible en Internet: http://www.mtas.es/insht/revista/A_26_AF.htm

MAGEE, David. Orthopedic physical assessment, Estados Unidos: W. B. Saunders Company, 1997. 805 p.

Medicina laboral y ergonómica. [en línea]. México D.F: Tens México, 2008. [Consultado 4 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: http://www.tensmexico.com/l_goniometros.htm

Medidas e instrumentación [en línea]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, 2006. [Consultado 10 de abril de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/index.html>

MICAz 2.4GHz [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/MICAz_Datasheet.pdf

Miniature Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/corporate/product/MLTS720/>

MLA1010 Disposable ECG Electrodes (100) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA1010/>

MLA2503 Shielded Lead Wires (3 Snap-on) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/teaching/product/MLA2503/>

MLTS700 Goniometer (Joint Angle Sensor) [en línea]. California: ADInstruments Pty Ltd, 2000 - 2008. [Consultado 3 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLTS700

Motion Lab systems Goniometer Interface [en línea]. Los Angeles: Motion Lab System, Inc, 2005. [Consultado 4 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.emgsrus.com/prod_access_goniometers.html

Musculoskeletal disorders and workplace factors [en línea]. Washington: NIOSH, 1997. [Consultado 11 de agosto de 2007]. Disponible en Internet: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/ergotxt5a.html>

NUÑEZ SAMPER, Mariano. Biomecánica, medicina y cirugía del pie. Barcelona: Masson S.A, 2006. 605 p.

RODRIGUEZ CORREA, Cástulo. Prevención y diagnostico de las enfermedades profesionales. Bogotá: Sociedad Colombiana de Medicina de Trabajo, 2007. 893 p.

Sensor Locations [en línea]. Enschede: SENIAM, 2006. [Consultado 04 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.seniam.org/>

Síndrome del túnel carpiano [en línea]: Como prevenir el dolor en sus manos y muñecas. New Jersey: Familydoctor, 2006. [Consultado 20 de Agosto de 2007]. Disponible en Internet: <http://familydoctor.org/online/famdoces/home/common/pain/disorders/023.html>

SOLER, Fernando. Ingeniería biomédica, Bogotá: Escuela colombiana de carreras industriales: 1999. 314 p.

Surface EMG [en línea]. Gwent, UK: Biometrics Ltd, 2008. [Consultado 26 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.biometricsltd.com/y%20emg.htm>

Síndrome del túnel carpiano [en línea]. Florida: Wikimedia Foundation, 2006. [Consultado 12 de Febrero de 2008]. Disponible en Internet: http://es.wikipedia.org/wiki/S%C3%ADndrome_del_t%C3%Banel_carpiano

System Architecture for Wireless Sensor Networks [en línea]. Berkeley: Universidad de California, 2003. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.jhlabs.com/jhill_cs/jhill_thesis.pdf

Surface EMG Sensors [en línea]: State of Massachusetts: Delsys Incorporated, 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>

Surface EMG sensor specification [en línea]: State of Massachusetts: Delsys Incorporated, 2008. [Consultado 18 de febrero de 2008]. Disponible en Internet: http://www.delsys.com/Products/EMGSensors_Specifications.html

Taller en clase de procesamiento de señales electro-fisiológicas. Profesores: Carlos Eduardo Castrillón y Paulo César Calvo, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, 2007.

TelosB [en línea]. California: Crossbow Technology Inc, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.xbow.com/Products/Product_pdf_files/Wireless_pdf/TelosB_Datasheet.pdf

TinyOS Documentation Wiki [en línea]. Berkeley: TinyOS, 2008. [Consultado 28 de abril de 2008]. Disponible en Internet: http://docs.tinyos.net/index.php/Main_Page

Tmote Sky Documentation [en línea]: Tmote Sky datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: <http://www.sentilla.com/pdf/eol/tmote-sky-datasheet.pdf>

Tmote mini Documentation [en línea]: Tmote mini Datasheet. Redwood City: Sentilla Corporation, 2007. [Consultado 5 de marzo de 2008]. Disponible en Internet: http://www.sentilla.com/pdf/eol/Tmote_Mini_Datasheet.pdf

Trajes de Neopreno [en línea]: Hombre. Almería, España: JOBE, 2007. [Consultado 21 de abril de 2008]. Disponible en Internet: http://www.jmracing27.com/es_Jobe.html

Venta de equipo medico y rescate [en línea]: Goniómetro Plástico. San Jose: Melodía Importaciones S.A. [Consultado 17 de Octubre de 2007]. Disponible en Internet: http://www.melodiaimportaciones.com/online/modules/shop/index.php?main_page=index&cPath=14_88_159

WINTER, David. Biomechanics and motor control of human movement. 3 ed. Waterloo: WILEY, 2005. 321 p.

Wireless Personal Area Network (WPAN) & Home Networking [en línea]. Puebla: Universidad de las Américas, 2003. [Consultado 12 de Marzo de 2008]. Disponible en Internet:
http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/archundia_p_fm/